



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E TECNOLOGIA
NÚCLEO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA

TESE DE DOUTORADO

DESENVOLVIMENTO DE OBJETO SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO DE CABEÇA
COM DOLOMITA E METILMETACRILATO PARA DOSIMETRIA EM TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA

por

RAIMUNDO ERIVAN MORAIS XIMENES FILHO

Universidade Federal de Sergipe
Cidade universitária “Prof. José Aloísio de Campos”
São Cristóvão – Sergipe – Brasil

2016

DESENVOLVIMENTO DE OBJETO SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO DE CABEÇA
COM DOLOMITA E METILMETACRILATO PARA DOSIMETRIA EM TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA

Raimundo Erivan Moraes Ximenes Filho

*Tese de doutorado apresentada
ao Núcleo de Pós-graduação em
Física da Universidade Federal
de Sergipe, para obtenção do
título de Doutor em Física.*

Orientadora: Prof. Dra. Ana Figueiredo Maia

São Cristóvão

2016

*Dedico esta tese
a Deus, aos meus familiares e aos meus amigos.*

AGRADECIMENTOS

A Deus.

À toda minha família: mãe (Solange Guedes Ximenes) por todo apoio e carinho, sem você nada disso seria possível; pai (Raimundo Erivan Moraes Ximenes) por ter me ajudado com todo seu conhecimento e experiência na confecção dos *phantoms*. E minha irmã (Raquel Guedes Ximenes) por toda a ajuda e inspiração.

À minha namorada: Vivianne “praticamente uma física médica” Mesquita. Você mudou todas as minhas vidas, além de ter sido extremamente importante em todo o processo.

À Elda Tenório por ter me ajudado espiritualmente.

À Dra. Ana Figueiredo Maia, por todos os anos de orientação. O seu profissionalismo será algo que espelharei pelo resto da minha vida.

Ao Dr. Cássio Costa Ferreira, por sempre me ajudar nas horas necessárias.

Ao Dr. Anderson Marçal, pela sua ajuda e excelentes conselhos.

À UFS, pela infraestrutura disponibilizada.

À FAPITEC-SE pelo apoio financeiro.

À CAPES/CNPq pelo apoio financeiro.

Às minhas avós Josefina de Oliveira Guedes (*in memoriam*) e Socorro Ximenes.

Aos meus avôs Vicente Gomes Ximenes (*in memoriam*) e Francisco Ivanildo Bezerra Guedes (*in memoriam*).

A Elizaldo Barreto (*in memoriam*).

A Christian Matheus (*in memoriam*).

A Nilton Luiz (*in memoriam*).

A todos do Fórum Des. José Nolasco de Carvalho de Poço Redondo-SE.

Aos meus amigos: Saulo Barreto, Lucas Silveira, Líllian Silveira, Daniel Venceslau, Danillo Lins, Vitor Bourbon, João Argôllo, Mateus Borges, Jamile Prado, Luiza Freire, Thiago Xavier, Adéstenes Matos, Artur Melo, Léa Melo, Jerre Cristiano, João Batista (John), Anderson Silva, Daniela Balbino, Ahmed Syed e Masahiro Sakurai.

A todos que sabem o meu nome.

“A inteligência é rica de méritos para o futuro, mas, sob a condição de ser bem empregada. Se todos os homens que a possuem dela se servissem de conformidade com a vontade de Deus, fácil seria, para os Espíritos, a tarefa de fazer que a Humanidade avance. Infelizmente, muitos a tomam instrumento de orgulho e de perdição contra si mesmos. O homem abusa da inteligência como de todas as suas outras faculdades e, no entanto, não lhe faltam ensinamentos que o advirtam de que uma poderosa mão pode retirar o que lhe concedeu.”. (O Evangelho Segundo o Espiritismo).

RESUMO

A tomografia computadorizada (CT) é uma modalidade do radiodiagnóstico que representa aproximadamente 15% do total dos procedimentos médicos realizados nesta área, entretanto, esta técnica contribui com cerca de 50% da dose coletiva. Procedimentos que depositam altas doses, tais como a CT, devem passar por rigorosos testes de controle de qualidade (CQ), uma vez que sempre há riscos para a saúde do paciente quando ele é submetido a exames com doses elevadas. Daí surge a necessidade de avaliar os parâmetros do feixe de raios X aos quais o paciente está sendo submetido; um dos principais a ser monitorado é a dose a que se está expondo-o ao se realizar um exame CT.

A realização dos testes de CQ em pacientes é inviável, por isso, são utilizados objetos simuladores que tentam replicar o perfil de atenuação de alguma parte do corpo humano. No caso específico desse trabalho, o objetivo foi a construção de um objeto simulador (ou *phantom*) da cabeça humana. Este *phantom* foi construído com materiais de fácil acesso para que ficasse mais vantajoso financeiramente quando comparado com seus concorrentes internacionais, uma vez que foram gastos apenas R\$ 350,00 na sua confecção. Os objetos simuladores importados podem chegar a custar até mais de R\$ 10.000,00.

Dentre os materiais analisados neste trabalho, foram escolhidos, para serem usados na confecção do *phantom*, a dolomita e polímero de metilmetacrilato (PMMA). Tendo em vista os resultados das medidas de coeficientes de atenuação mássico (μ/ρ) desses materiais em diferentes proporções, foi definido que em uma proporção em massa de 1:1 entre a dolomita e a resina acrílica, o perfil de atenuação de raios X do objeto simulador se aproxima com o da referência (osso).

Estudos dosimétricos foram feitos no objeto simulador usando uma câmara de ionização. Seus resultados mostraram que a estimativa de dose efetiva para o objeto simulador de dolomita é de $(2,70 \pm 0,03)$ mSv e para o geométrico de acrílico é de $(3,67 \pm 0,04)$ mSv. Os valores para dose efetiva encontrados na literatura sugerem que exames da cabeça de tomografia computadorizada estão em um intervalo de 0,9 – 4,0 mSv. As doses efetivas obtidas com o objeto simulador desenvolvido por esta pesquisa citadas anteriormente, encontram-se dentro desse intervalo.

ABSTRACT

Computed Tomography (CT) is a modality of radiodiagnostic that represents only 15% of the medical procedures performed in this field, nonetheless, this technique contributes with 50% of the collective dose. Procedures that delivers high doses, such as CT, need to be administered under a strict protocol of quality control (QC), because there will always be risks to the health of the patients when they are submitted to high dose exams. From this scenario, the necessity of evaluate the parameters of the X ray beam which the patient is rising; one of the main parameters to be monitored is the dose delivered by the CT exam.

It is impossible to perform QC tests in a patient, that is why objects that simulates the attenuation profile of some part of the human body are used. In this specific research, the goal was the construction of a human head phantom. This phantom were built from easy access materials with the goal to be more financially advantageous to use it than its internationals competitors, hence it was spent only U\$ 160.00 on its construction. International phantom prices can be more than U\$ 4,600.00.

Among the analyzed materials in this research, dolomite and polymethyl methacrylate (PMMA) were chose to manufacture the phantom, due its measurements of linear attenuation coefficients (μ/ρ) in different proportions, it was decided that dolomite and PMMA in a 1:1 proportion attenuates the X ray beam like the reference material (bone).

Dosimetric studies were made in the phantom using an ionization chamber. Its results showed that the effective dose estimative in the dolomite phantom is (2.70 ± 0.03) mSv and in the CTDI phantom is (3.67 ± 0.04) mSv. Effective dose estimatives found in the literature for head computed tomography exams are in the range of 0.9 – 4.0 mSv. Effective dose measured with the phantom developed in this research are within this range.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Desenvolvedores da tomografia computadorizada.	18
Figura 2 – Primórdios da tomografia computadorizada.	19
Figura 3 – Matriz de reconstrução.	20
Figura 4 – Esquema simplificado de uma tomografia computadorizada.	22
Figura 5 – Esquema simplificado de retroprojeção.	23
Figura 6 – Sistema computacional associado ao tomógrafo.	25
Figura 7 – Tomógrafo.	26
Figura 8 – Probabilidade de ocorrência dos principais efeitos de interação da radiação ionizante com a matéria em função do número atômico Z e da energia do fóton.	28
Figura 9 – Esquema do Efeito Compton	29
Figura 10 – Fotografia de uma câmara de ionização tipo-lápis usada em CT.	31
Figura 11 – Esquema de uma câmara de ionização do tipo lápis.	31
Figura 12 – Alginato ou hidrocolóide irreversível (pó branco).	42
Figura 13 – Alginato misturado com água.	42
Figura 14 – Resina acrílica	44
Figura 15 – Silicone de condensação (massa branca) e catalisador (pasta verde).	45
Figura 16 – Silicone de condensação pronto para o uso.	45
Figura 17 – Farinha de ossos	46
Figura 18 – Dolomita em pó.	48
Figura 19 – Tomógrafo do Hospital Universitário da Universidade Federal de Sergipe.	50
Figura 20 – Objeto simulador de dolomita e resina acrílica posicionado no tomógrafo.	51
Figura 21 – Phantom de acrílico.	51
Figura 22 – Valores teóricos para os coeficientes de atenuação linear mássicos.	55
Figura 23 – Valores experimentais para os coeficientes de atenuação mássicos.	57
Figura 24 – Crânio de um homem caucasiano.	59
Figura 25 – Referências anatômicas.	60
Figura 26 – Base do crânio.	61
Figura 27 – Crânio com silicone de condensação.	62
Figura 28 – Crânio inserido no alginato para a obtenção do molde.	63
Figura 29 – Uma das metades ocas do objeto simulador pronta para a remoção do molde.	64
Figura 30 – Mandíbula separada do crânio com silicone de condensação aderido à sua superfície.	65

Figura 31 – Mandíbula confeccionada na proporção 1:1.	65
Figura 32 – Base do crânio, onde se pode observar os cinco suportes e a tampa.	66
Figura 33 – Motor protético Analógico MC 101 - Dentscler MC06.....	67
Figura 34 – Tipos de esmeris comumente usados em laboratórios de prótese dentária.....	67
Figura 35 – Medida da distância dos pontos mais externos do phantom no plano sagital.....	68
Figura 36 – Medida da distância dos pontos mais externos do phantom no plano transversal.	68
Figura 37 – Imagens CT do objeto simulador de dolomita e resina na proporção 1:1.....	69

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Evolução dos valores típicos de máquinas CT.	20
Tabela 2 – Proporção das amostras preparadas para análise dos coeficientes de atenuação mássicos.	47
Tabela 3 – Parâmetros inseridos no tomógrafo para realização das medidas dosimétricas. ...	52
Tabela 4 – Composição dos óxidos da dolomita na proporção 1:1 com a resina PMMA.	54
Tabela 5 – Principais elementos da composição das amostras obtidos por meio da análise da fluorescência de raios X.	54
Tabela 6 – Medidas dos crânios adultos para os grupos étnicos.	59
Tabela 7 – Medidas em centímetros do crânio modelo, de acordo com as determinações da ICRU-48.	60
Tabela 8 – Diferenças percentuais entre referência (ICRU) e crânio cedido pelo DMO.	61
Tabela 9 – Valores das grandezas calculadas para os objetos simuladores.	70

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ACR = *American College of Radiology* (Faculdade Americana de Radiologia);

BYD = *Bizygomatic diameter* (diâmetro bizigomático);

CQ = Controle de Qualidade;

CT = *Computed Tomography* (Tomografia Computadorizada);

DMO = Departamento de Morfologia;

DP = Diferença percentual;

GOD = *Glabella – occipital diameter; maximum length in median sagital plane* (diâmetro occipital; comprimento máximo no plano sagital médio);

ICRP = *International Commission on Radiological Protection* (Comissão Internacional em Radioproteção);

ICRU = *International Commission on Radiation Units and Measumerements* (Comissão Internacional em Unidades e Medidas da Radiação);

IRD = Instituto de Radioproteção e Dosimetria;

MCD = *Maximum cranial diameter perpendicular to median sagital plane* (diâmetro cranial máximo perpendicular ao plano sagital médio);

MDP = Média da diferença percentual;

MFD = *Maximum frontal diameter at coronal suture* (diâmetro frontal máximo na sutura coronal);

MMA = Metacrilato de metila;

NCRP = *National Council on Radiation Protection* (Conselho Nacional de Radioproteção)

PMMA = Poli(metacrilato de metila);

REM = radiação eletromagnética;

SI = Sistema Internacional;

TLD = dosímetro termoluminescente;

UFS = Universidade Federal de Sergipe;

Voxel = volume element (elemento de volume).

LISTA DE SÍMBOLOS

(μ/ρ) = coeficiente de atenuação mássico;

(μ_{en}/ρ) = coeficiente de absorção energética;

c = velocidade da luz;

C = coulomb;

C = índice de kerma;

$C_{ar,100}$ = valor do C_{100} medido livremente no ar;

$C_{PMMA,100,c}$ = valor do C_{100} medido no orifício central de um objeto simulador feito de PMMA;

$C_{PMMA,100,p}$ = valor do C_{100} medido no orifício periférico de um objeto simulador feito de PMMA;

cm = centímetro;

cm² = centímetro quadrado;

cm³ = centímetro cúbico;

C_{vol} = indicador do valor médio do C_{100} no volume;

C_w = Índice de kerma ponderado;

D = dose absorvida;

eV = elétron-volt;

E_γ = energia do fóton γ ;

E_{TOTAL} = dose efetiva;

g = grama;

Gy = gray;

h = constante de Planck;

H_T = dose equivalente;

HU = *hounsfield unit* (unidade hounsfield);

J = joule;

K = kerma;

kV = quilovolt;

kVp = pico de tensão aplicada ao tubo de raios X;

m_0 = massa de repouso;

mAs = produto da corrente no tubo de raios X pelo tempo de exposição;

mm = milímetro;

p = *pitch* ou fator de passo;

$P_{KL,CT}$ = produto kerma no ar comprimento;

S_v = sievert;

u_n = valor de atenuação do *voxel* n ;

W = watt;

w_n = espessura n ;

Z = número atômico;

Z_{ef} = número atômico efetivo;

μ = coeficiente de atenuação;

μ_n = coeficiente de atenuação n ;

ϕ = função trabalho.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	16
2	REVISÃO DE LITERATURA	18
2.1	Tomografia computadorizada	18
2.1.1	Princípios básicos da tomografia.....	20
2.1.2	Número CT	24
2.1.3	Componentes de um tomógrafo.....	24
2.2	Interação da radiação com a matéria.....	27
2.2.1	Efeito fotoelétrico	27
2.2.2	Efeito ou espalhamento Compton.....	28
2.3	Número atômico efetivo	29
2.4	Câmaras de ionização	30
2.5	Grandezas Dosimétricas	32
2.5.1	Dose absorvida	32
2.5.2	Dose Equivalente.....	33
2.5.3	Dose Efetiva	34
2.5.4	Kerma	34
2.6	Dosimetria em tomografia computadorizada.....	35
2.6.1	Índice de kerma no ar	35
2.6.2	Índice de kerma ponderado.....	36
2.6.3	Fator de passo (pitch), índice de kerma volumétrico e produto kerma no ar comprimento.....	36
2.7	Estado da arte	37
2.7.1	Tomografia computadorizada como procedimento de altas doses.....	37
2.7.2	Objetos simuladores e estudos dosimétricos	38
2.7.3	Tendências de pesquisa em tomografia computadorizada	39
3	METODOLOGIA.....	41

3.1	Materiais	41
3.1.1	Alginate	41
3.1.2	Monômero e polímero de metilmetacrilato	43
3.1.3	Silicone de Condensação	44
3.1.4	Dolomita	46
3.2	Experimento para avaliar o coeficiente de atenuação linear	48
3.3	Medições no tomógrafo	49
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	53
4.1	Definição da proporção entre dolomita e resina acrílica	53
4.2	Obtenção do <i>phantom</i> antropomórfico	58
4.2.1	Crânio	58
4.2.2	Mandíbula	64
4.2.3	Inserção dos suportes para estudos dosimétricos	66
4.3	Estudos dosimétricos	69
5	CONCLUSÕES	72
6	ARTIGO ORIGINADO DURANTE O DOUTORADO	73
7	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	74
8	Referências	74

1 INTRODUÇÃO

A radiação ionizante tem sido utilizada pela medicina com propósitos diagnósticos por mais de um século. Os benefícios são notórios e excedem os riscos (1). Entretanto, procedimentos médicos são a maior causa de exposição à radiação ionizante, então, mesmo que em geral os benefícios superem os riscos, é dever dos profissionais da área (médicos, físicos e técnicos) buscar que a razão entre o benefício/risco para diferentes tipos de procedimentos seja benéfica para o paciente. Isto quer dizer que ao submetê-lo a algum procedimento que envolva radiações ionizantes, os benefícios devem superar os efeitos deletérios provenientes da exposição (2).

Para estimar a razão entre o benefício e o risco, o indivíduo deve ter noção da magnitude da dose com a qual está lidando. Uma das maneiras de se avaliar a dose em pacientes é usar objetos simuladores (conhecidos também como *phantoms*) com dosímetros em seu interior (2). Com a estimativa da dose à qual um paciente está sendo submetido em determinado procedimento, pode-se inferir os riscos aos quais ele está sendo exposto.

Sabe-se que quanto maior a dose, maiores são os riscos associados ao exame (3). Portanto, a tomografia computadorizada (CT) deve ser bastante monitorada, uma vez que é um dos procedimentos do radiodiagnóstico que mais deposita dose no paciente (4). Mettler publicou em 2006 um levantamento estatístico em um relatório feito com a colaboração de várias instituições americanas, dentre elas agências governamentais (a exemplo do *National Council on Radiation Protection* – Conselho Nacional de Radioproteção – NCRP) e diversos hospitais dos EUA.

Analizando os dados publicados em 2008 por Mettler et al. (4), constatamos quantitativamente – no Brasil, pesquisas de levantamento estatístico estão sendo desenvolvidas pelo Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) – que a dose per capita na população americana é de 1,5 mSv para exames CT, a radiografia, por sua vez, contribui com 0,3 mSv, a medicina nuclear com 0,8 mSv e a radiologia intervencionista com 0,4 mSv. Ao somarmos todas as modalidades mencionadas, exceto a tomografia computadorizada, percebemos que juntas elas contribuem com 1,5 mSv para a dose per capita, que é a mesma contribuição da tomografia computadorizada quando considerada isoladamente. A tomografia computadorizada é responsável por somente 15% dos procedimentos de radiodiagnóstico, entretanto contribui por aproximadamente 50% da dose coletiva efetiva. Este fato confirma que a CT deve passar por rigorosos testes de controle de qualidade (CQ) para que a razão entre benefício/risco seja vantajosa para o paciente.

O *phantom* utilizado para avaliar as doses na tomografia computadorizada deve ser desenvolvido de modo que reproduza o perfil de atenuação do feixe de raios X de maneira semelhante àquele resultante da interação da radiação com a região do corpo humano exposta ao exame.

Existem vários tipos de *phantoms*. Os geométricos simulam uma parte do corpo humano da maneira mais simples possível, utilizando-se de figuras geométricas (esferas, cilindros, placas) para atingir o objetivo de reproduzir alguma característica física do corpo. Há também os *phantoms* antropomórficos, que tentam simular a forma humana de modo que a geometria da simulação fique mais próxima de uma situação real. Esta característica é importante na determinação da dose no paciente, uma vez que a geometria influencia diretamente no padrão de atenuação do feixe. Outro tipo de objeto simulador é o computacional, que estima a dose por meio de *softwares* utilizando a técnica de Monte Carlo (5). Nestes programas é possível simular situações difíceis de se reproduzir na prática, como por exemplo a dose depositada em um órgão devido a um exame de radiologia intervencionista.

Deve-se saber o que se deseja estudar antes de se definir qual tipo de *phantom* será comprado. Um dos grandes problemas para os estudos com os *phantoms*, em especial os físicos, são seus elevados preços. Por exemplo, um *phantom* geométrico (esfera) de acrílico de 14 cm de diâmetro que possui uma cavidade interna para adicionar TLDs, além de permitir testes de controle de qualidade em tomografia computadorizada, denominado Lucy 3D+, pode custar, valor de 2004, US\$ 18.000,00 (6). Os preços variam de acordo com suas finalidades. Geralmente, são produtos que devem ser importados, dificultando a sua aquisição. Portanto, um objeto simulador com fabricação nacional, eficiente, e produzido com baixo custo, teria grande probabilidade de ser aceito no mercado nacional.

A confecção de um *phantom* antropomórfico da cabeça que atenue o feixe de raios X de maneira semelhante ao crânio humano, economicamente viável e confeccionado com materiais de fácil obtenção e manipulação, foi o objetivo principal deste trabalho. Com o objeto simulador confeccionado, foram realizados estudos dosimétricos com uma câmara de ionização para poder comparar os resultados com os de um *phantom* geométrico de acrílico, o qual é difundido internacionalmente em práticas dosimétricas.

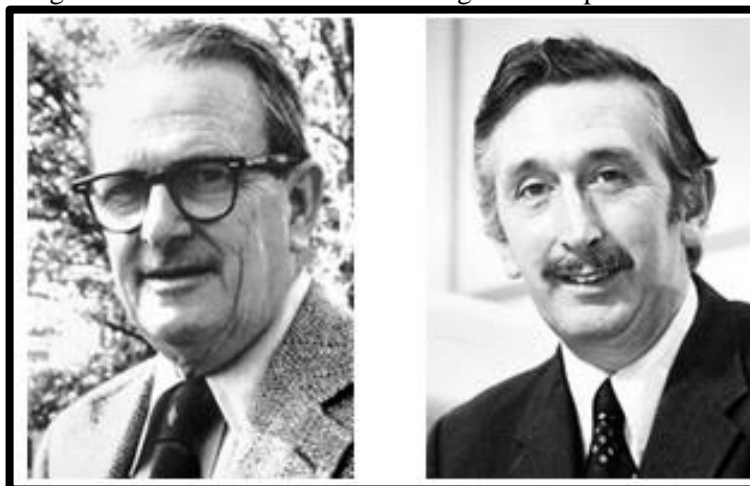
2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Tomografia computadorizada

A tomografia computadorizada (CT) foi considerada um marco na história do radiodiagnóstico e é considerada pela comunidade médica como o maior avanço na área desde o descobrimento dos raios X (7). Isso se deve ao fato da tomografia ser capaz de resolver diferenças sutis no contraste do objeto de até 0,5%, ou seja, se um ponto do objeto atenua o feixe 0,5% a mais ou a menos que outro ponto pertencente a este mesmo objeto, a técnica CT consegue diferenciá-los na imagem (8).

Os nomes associados a esta descoberta são Godfrey N. Hounsfield, um engenheiro da empresa EMI e Allan M. Cormack, um físico sul-africano (Figura 1). O prêmio Nobel de Fisiologia/Medicina de 1979 foi dividido pelos dois por suas contribuições na área do radiodiagnóstico (9). Hounsfield também foi homenageado ao ter o seu nome atribuído à unidade que descreve o número CT.

Figura 1 – Desenvolvedores da tomografia computadorizada.



Allan Cormack (à esquerda) e Godfrey Hounsfield (à direita). Ganhadores do prêmio Nobel de Fisiologia/Medicina de 1979. Fonte: Imagem retirada de <http://www.nobelprize.org>

Os primeiros aparelhos de tomógrafos desenvolvidos possuíam um tubo de raios X e um detector que se moviam em perfeito alinhamento em lados simetricamente opostos ao paciente (10). O tamanho dessas máquinas permitia que somente exames da cabeça pudessem ser realizados (Figura 2). As primeiras imagens clínicas foram produzidas no hospital Atkinson

Morley, Londres, em 1972. Logo na primeira imagem obtida de um paciente, foi comprovada a eficácia da tomografia computadorizada ao ser detectado um tumor cístico no lobo frontal (7).

Figura 2 – Primórdios da tomografia computadorizada.



A tomografia só permitia, em seu início, exames na cabeça.

Fonte: <http://clinical.netforum.healthcare.philips.com>

Após um disparo do aparato (Figura 2) e coleta de informação pelos detectores, o sistema girava 1° e o próximo disparo era feito. Com a coleta de informação de 180 disparos, a imagem era reconstruída no computador. Um *scan* (varredura) demorava por volta de 4 minutos (10). Unidades de CT modernas usam um arranjo de detectores e um feixe de raios X do tipo leque que cobrem toda a largura do paciente. A varredura em tempos modernos demora alguns segundos.

As máquinas modernas de CT possuem conexões elétricas que são feitas sob anéis deslizantes, os quais permitem a rotação contínua do tubo de raios X enquanto o paciente se move através do aparato. Isto torna possível que o exame prossiga sem interrupções. Este processo é denominado de CT helicoidal. A interpolação é utilizada para a reconstrução de alguma informação perdida no processo de obtenção da imagem (10). O método helicoidal reduz a dose depositada no paciente, uma vez que o exame se torna mais rápido, em compensação, a complexidade para a reconstrução da imagem por meio das medidas se torna maior o que exige um maior poder de processamento da eletrônica associada. A Tabela 1 expõe uma breve evolução entre os aparelhos de CT.

Apesar do desenvolvimento das outras modalidades radiológicas, a tomografia computadorizada está com a sua posição consolidada no mercado e nos procedimentos de radiodiagnóstico (7).

Tabela 1 – Evolução dos valores típicos de máquinas CT.

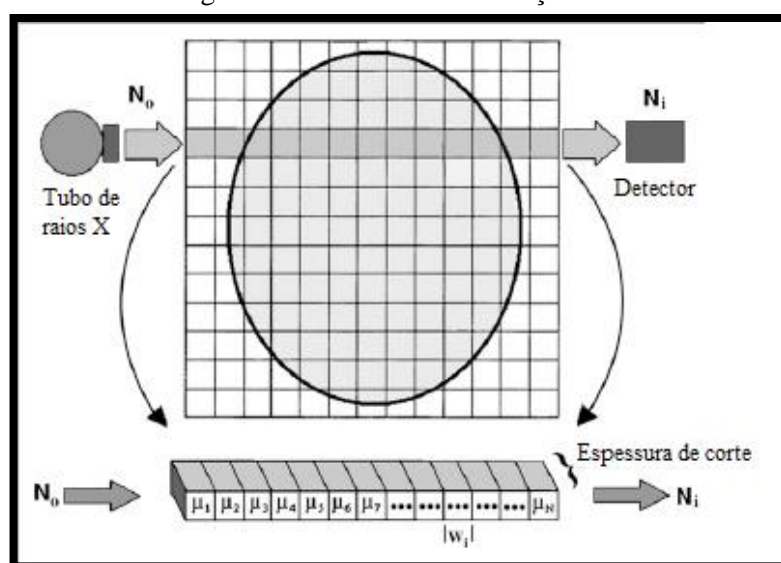
Característica	1972	1980	1990	2000
Tempo mínimo de varredura	300 s	5 – 10 s	1 – 2 s	0,3 – 1 s
Dados em uma varredura de 360°	57,6 kB	1 MB	2 MB	42 MB
Dados por varredura em espiral			24 – 48 MB	200 – 500 MB
Matriz da imagem	80 x 80	256 x 256	512 x 512	512 x 512
Potência [kW]	2	10	40	60
Espessura de corte [mm]	13	2 – 10	1 – 10	0,5 – 5
Resolução espacial [pares de linha/cm]	3	8 – 12	10 – 15	12 – 25

Fonte: Tabela adaptada de Hobbie e Roth (2007) (10).

2.1.1 Princípios básicos da tomografia

A radiografia convencional consiste basicamente em uma projeção de alguma parte do corpo em um filme, esta técnica possui a desvantagem de criar uma imagem com as estruturas anatômicas sobrepostas. A tomografia computadorizada oferece imagens com um grau de superposição menor quando comparada com a radiografia convencional. Para alcançar tal efeito, a tomografia se apoia no fato de que a estrutura interna de um objeto pode ser reconstruída a partir de múltiplas projeções do mesmo (11). A fatia de corte do objeto é dividida em uma matriz de *voxels* – *volume elements* – (Figura 3). É necessário determinar a atenuação do feixe de raios X em cada *voxel* para se reconstruir uma imagem CT (12).

Figura 3 – Matriz de reconstrução.



As medidas de transmissão de raios X (N_i) podem ser expressas como a soma dos valores de atenuação dos *voxels*. Fonte: Adaptada de Goldman (12).

Considere a fileira de *voxels* pela qual passa um feixe particular durante a aquisição da imagem (parte de baixo da Figura 3). N_i é a intensidade dos raios X transmitidos e coletados pelo detector. N_0 é a intensidade para o feixe incidente antes de interagir com o objeto (paciente). Então, usando a expressão de atenuação exponencial para a intensidade do raio que incide no primeiro *voxel* (N_0) e a intensidade que emerge dele, temos:

$$N_1 = N_0 e^{-(w_1 \mu_1)} \quad (1)$$

onde N_1 e N_0 foram definidos anteriormente, w_1 e μ_1 são, respectivamente, a espessura e o coeficiente de atenuação do primeiro *voxel*. Para o segundo *voxel* a intensidade dos raios X incidentes é N_1 . Para determinar o feixe emergente do segundo *voxel* (N_2), utiliza-se:

$$N_2 = N_1 e^{-(w_2 \mu_2)} = N_0 e^{-(w_1 \mu_1)} e^{-(w_2 \mu_2)} \quad (2)$$

onde w_2 e μ_2 são, respectivamente, a espessura e o coeficiente de atenuação do segundo *voxel*. Seguindo essas etapas é possível determinar a intensidade de raios X que emerge do último *voxel* (N_i), o que resulta em:

$$N_i = N_0 e^{-(w_1 \mu_1)} e^{-(w_2 \mu_2)} e^{-(w_3 \mu_3)} \dots e^{-(w_n \mu_n)} \quad (3)$$

onde w_n e μ_n são, respectivamente, a espessura e coeficiente de atenuação do último *voxel*. Como o produto de potências de mesma base é dado pela soma dos expoentes, podemos transformar a equação 3 em:

$$N_i = N_0 e^{-(w_1 \mu_1) - (w_2 \mu_2) \dots - (w_n \mu_n)} \quad (4)$$

Dividindo os dois lados da equação 4 por N_0 , aplicando o logaritmo natural em ambos os lados e depois dividindo por -1, obtemos:

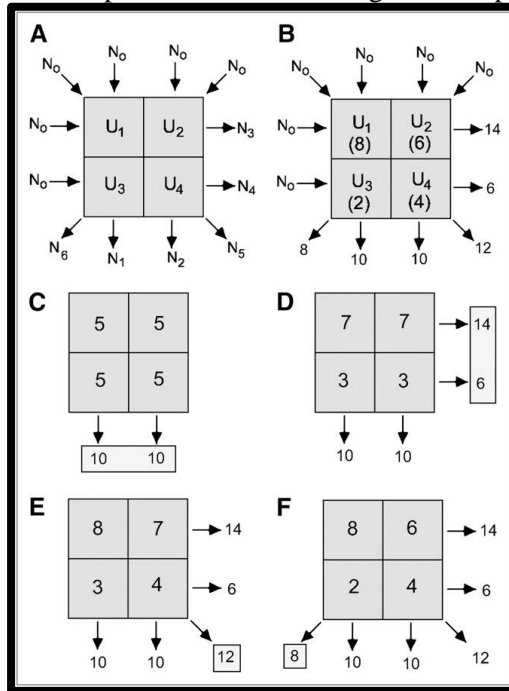
$$-\ln\left(\frac{N_i}{N_0}\right) = w_1\mu_1 + w_2\mu_2 + \dots + w_n\mu_n \quad (5)$$

N_i é a medida obtida pelo detector para o feixe em análise (parte de baixo da Figura 3). N_0 é determinado, em aparelhos modernos, por meio de escaneamentos rotineiros de calibração. O lado esquerdo da equação 5 pode ser designado por N_i' (valor para um ponto qualquer) após o cálculo do logaritmo natural. Cada termo $w_i\mu_i$ representa a atenuação que ocorre no *voxel* i . Este termo pode ser designado por u_i , o que resulta em:

$$N_i' = u_1 + u_2 + u_3 + \dots + u_n \quad (6)$$

Usando o mesmo raciocínio utilizado para encontrar a equação 6, medidas de todos os feixes em todos os ângulos podem ser expressas como sendo a soma dos valores de atenuação dos *voxels*, pelos quais o feixe passou (12). A Figura 4 exemplifica o método de obtenção de imagem de um tomógrafo.

Figura 4 – Esquema simplificado de uma tomografia computadorizada.



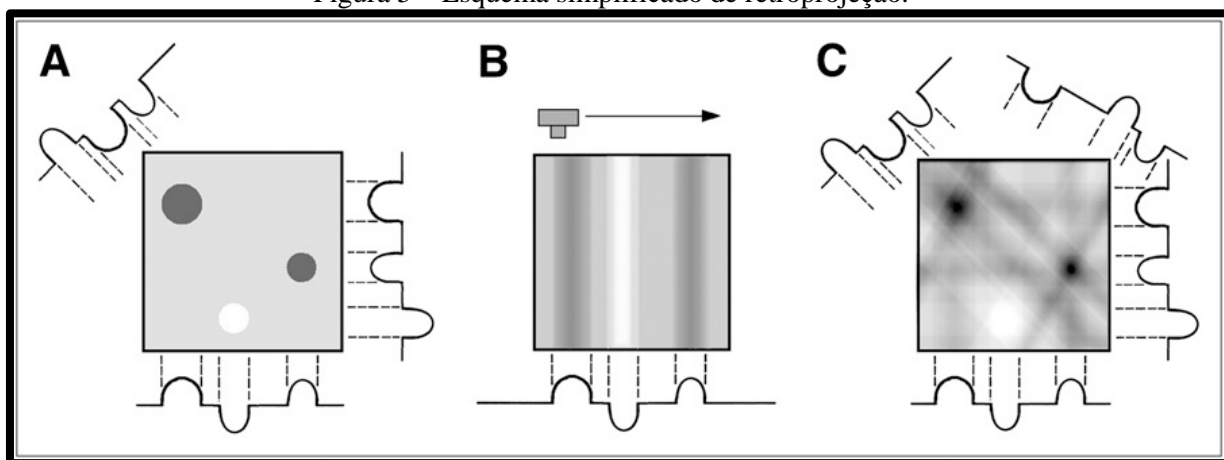
(A) Objeto com 4 coeficientes de atenuação desconhecidos. (B) Medidas dos coeficientes de atenuação. (C-F). Os valores vão sendo estimados à medida que a rotação vai ocorrendo.

Fonte: Adaptada do Goldman (12).

Com a equação 6 e a Figura 4, percebe-se que à medida que os feixes são coletados nos mais diversos ângulos, o sistema computacional vai estimando os valores de atenuação dos *voxels* do objeto. Entretanto, esse processo é afetado consideravelmente pelo ruído (aspecto granulado) e pode comprometer a qualidade da imagem. Para contornar esse problema foi desenvolvida uma técnica chamada de retroprojeção.

Suponhamos que um *phantom* tenha 3 objetos (Figura 5-A) com diferentes valores de atenuação e seja submetido a um tomógrafo como mostra a Figura 5.

Figura 5 – Esquema simplificado de retroprojeção.



Os valores de atenuação são divididos igualmente ao longo do caminho percorrido pelo feixe. Cada projeção resulta em uma imagem. O resultado da soma de todas as projeções é o que chamamos de imagem CT. Fonte: Imagem retirada de Goldman (12).

Com somente uma projeção (Figura 5-B), a imagem CT está bastante distante de identificar os três objetos inseridos no objeto simulador. A Figura 5-C mostra a reconstrução do objeto simulador com somente 4 projeções. Mesmo com o número de projeções reduzido, pode-se observar algo semelhante ao objeto real, à medida que o número de projeções aumenta, a imagem CT consegue definir com mais precisão o coeficiente de atenuação dos objetos inseridos no objeto simulador. Entretanto, a retroprojeção apresenta uma desvantagem: baixa resolução espacial (imagem borrada). Essa dificuldade resultante do processo de retroprojeção é resolvida por meio da aplicação de um filtro matemático chamado de convolução.

A convolução é aplicada para cada projeção e antes da retroprojeção. Após esse processo a imagem não apresenta o aspecto borrado que a original possuía. As duas técnicas juntas recebem o nome de retroprojeção filtrada (12).

2.1.2 Número CT

Desde os primórdios da tomografia computadorizada foi convencionado que se substituiria os valores de atenuação calculados dos *voxels* por valores inteiros chamados de números CT. O número CT é calculado pela expressão:

$$NúmeroCT = \left[K \times \left(\frac{u_{voxel} - u_{água}}{u_{água}} \right) \right] \quad (7)$$

onde K é uma constante inteira. Seu valor ficou padronizado como sendo 1000. O valor de atenuação do *voxel* é u_{voxel} e o valor de atenuação da água é $u_{água}$, cujo valor é obtido por meio de medidas realizadas em objetos simuladores à base de água. A unidade do número CT é o Hounsfield (HU) para homenagear um dos inventores da tomografia computadorizada (Figura 1).

Da equação 7 podemos perceber que se um *voxel* for constituído por água teremos um número CT de 0 HU, uma vez que $u_{água} - u_{água} = 0$. Para um *voxel* de ar ($u_{ar} \approx 0$), o número CT é de aproximadamente - 1000 HU. Um *voxel* composto de osso ($u_{osso} \approx 2.u_{água}$) tem número CT de aproximadamente + 1000 HU. O intervalo de números CT possíveis é de - 1000 a + 1000 HU. Os números CT são atribuídos a tons de cinza, dessa forma, a imagem CT é formada (12).

2.1.3 Componentes de um tomógrafo

2.1.3.1 *Computador*

Na seção anterior, foi abordado que o tomógrafo precisa resolver muitas equações para calcular os coeficientes de atenuação e, conseqüentemente, atribuir um valor de cinza, para então compor uma imagem CT. Por exemplo, para compor uma imagem com uma matriz de 512 x 512, é preciso resolver 262.144 equações. O computador encarregado desta tarefa deve ter um poderoso processador de dados, tornando-o um fator influente na aquisição da imagem tomográfica.

Figura 6 – Sistema computacional associado ao tomógrafo.



Fonte: Acervo do autor.

Dentro do computador (Figura 6) há o microprocessador e a memória primária. Este conjunto é o que determina o tempo entre o término do exame e o aparecimento da imagem no monitor, intervalo de tempo que é chamado de tempo de reconstrução. Há tomógrafos que utilizam um arranjo de processadores em vez de um microprocessador para a obtenção da imagem. Este arranjo faz muito mais cálculos simultaneamente e, por esse motivo, é muito mais rápido que o microprocessador (13).

O computador é o painel de controle do equipamento, onde se definem os parâmetros da exposição, como por exemplo: pico de tensão aplicada ao tubo de raios X (kVp), corrente no tubo (mA) e espessura de corte. Também se pode adicionar dados do paciente na imagem (sexo, idade, nome). No *software* do tomógrafo, é possível usar ferramentas convenientes para os exames. Exemplos: comandos rápidos para se realizar um *scout* (procedimento rápido para a verificação correta do posicionamento do paciente), réguas para calcular na imagem obtida o tamanho de alguma região de interesse (14).

2.1.3.2 Gantry

O *gantry* (Figura 7) inclui o tubo de raios X, o arranjo de detectores, o gerador de alta voltagem e o suporte mecânico de cada um desses. O técnico pode enviar comandos eletrônicos para o gantry por meio do computador, onde posteriormente se dará a obtenção de imagem e atividades pós-processamento.

O tubo de raios X produz muito calor durante o seu funcionamento. Com o objetivo de dissipá-lo, rotores que podem girar a altas velocidades são utilizados.

Figura 7 – Tomógrafo.



No *gantry* estão localizados o tubo de raios X e os detectores. Fonte: Acervo do autor.

É importante tomar todas as precauções que o tubo de raios X necessita, pois é neste aparato que, na maior parte das vezes, se dão os problemas de mau funcionamento no tomógrafo. Devido ao aquecimento do tubo de raios X deve-se esperar alguns minutos antes que outro exame seja realizado.

O arranjo de detectores constitui um dos componentes mais importantes da CT. É neste arranjo que é feita a detecção da radiação ionizante. A conversão da intensidade de raios X em um sinal elétrico é proporcional à quantidade incidente nos detectores. Este sinal é ampliado e convertido de analógico em digital.

Antigamente, os detectores à base de gás predominavam. Entretanto, eles foram substituídos por cintiladores. Os primeiros arranjos de detectores que se utilizavam do fenômeno da cintilação possuíam conjuntos de cristais cintiladores e tubos fotomultiplicadores. Esses detectores não podiam ser montados próximos uns dos outros e necessitavam de uma fonte de alimentação para cada tubo fotomultiplicador. Por isso, eles têm sido substituídos por conjuntos de cristais cintiladores e fotodiodos. Os fotodiodos convertem luz em um sinal eletrônico, são menores e mais baratos do que o tubo fotomultiplicador e não requerem uma fonte de alimentação. Os detectores de cintilação têm alta eficiência na detecção de raios X. Cerca de 90% dos raios X incidentes no detector são absorvidos e contribuem para o sinal produzido, tendo em vista que os detectores são organizados de forma que a distância entre eles seja igual a zero, fazendo com que a área de detecção seja maior. Esta eficiência reduz a dose no paciente, assim como no tempo de obtenção de imagem (13).

A mesa do paciente, que desliza por entre o vão do *gantry*, deve acomodá-lo de forma confortável, assim como deve ser confeccionada com materiais de baixo número atômico,

como, por exemplo, fibra de carbono, com o objetivo de não produzir interferência nos exames CT. A mesa deve também ser impulsionada de forma suave por um motor (o peso do paciente não deve interferir neste posicionamento). A posição da mesa é de extrema importância, tendo em vista que se não for feita de maneira correta, a mesma região pode ser examinada duas vezes, duplicando a dose no paciente e inviabilizando a obtenção correta da imagem (14).

2.2 Interação da radiação com a matéria

2.2.1 Efeito fotoelétrico

A descrição do efeito fotoelétrico deu a Einstein o prêmio Nobel de Física de 1921. A ideia por trás desse efeito é simples: uma luz incidente em um material pode fazer com que elétrons sejam emitidos. A energia com que esses elétrons são emitidos, no entanto, não depende da intensidade da luz, mas sim da sua frequência ou do comprimento de onda. As ondas eletromagnéticas possuem uma energia igual a:

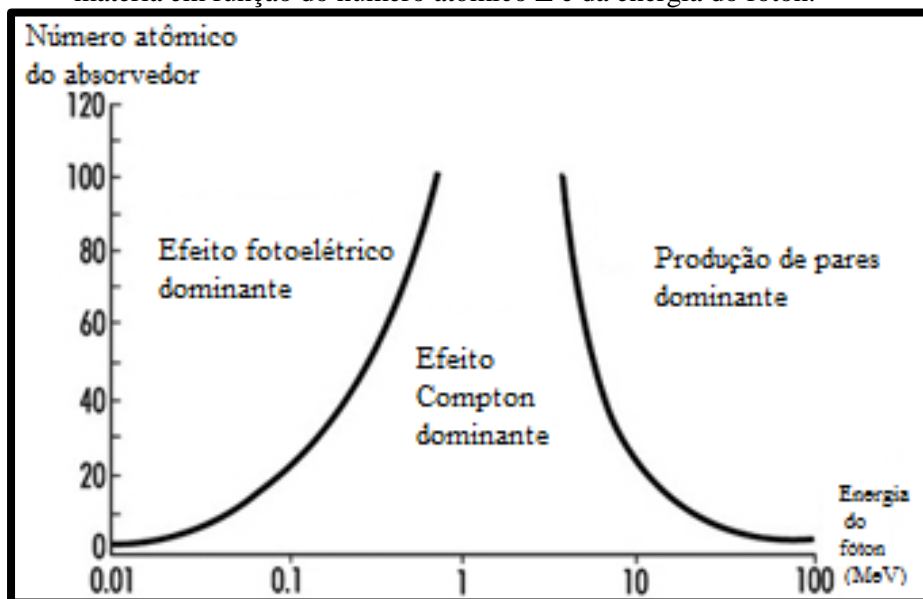
$$E_{\gamma} = h\nu = \frac{hc}{\lambda} \quad (8)$$

onde ν e λ são a frequência e o comprimento de onda, respectivamente, e c é a velocidade da luz no vácuo (15). A energia necessária para liberar elétrons do átomo é chamada de função trabalho e é geralmente representada por ϕ . Portanto, o fóton deve ter no mínimo uma energia igual à função trabalho para que o efeito fotoelétrico ocorra. Caso a energia da radiação seja maior que ϕ , o elétron será ejetado com a energia sobressalente em forma de energia cinética:

$$E_e = E_{\gamma} - \phi \quad (9)$$

Além da energia do fóton, o número atômico do material influencia na probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico, como mostra a Figura 8.

Figura 8 – Probabilidade de ocorrência dos principais efeitos de interação da radiação ionizante com a matéria em função do número atômico Z e da energia do fóton.



Fonte: Imagem adaptada de Cherry (16).

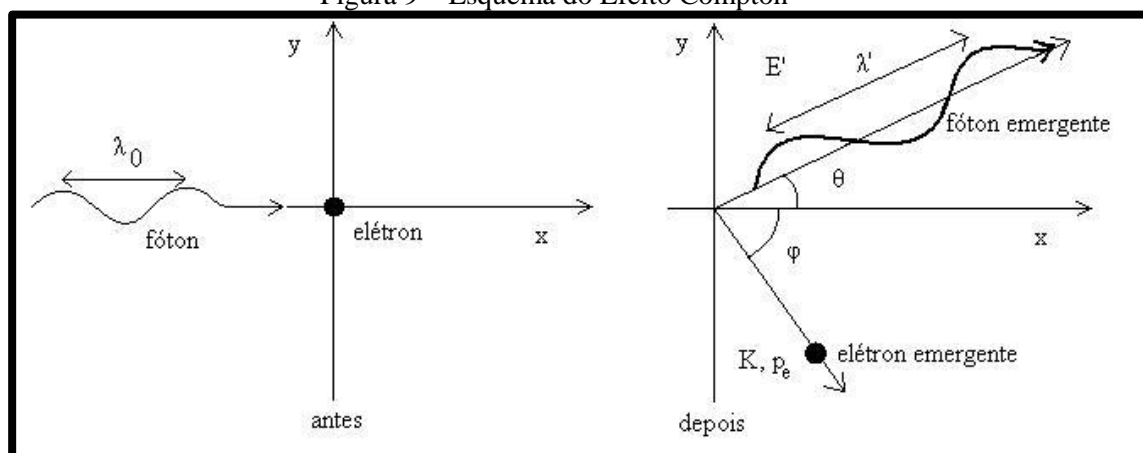
Pode-se perceber por meio da Figura 8 que o efeito fotoelétrico é dominante para baixas energias ($E_\gamma < 0,1$ MeV) e para alvos compostos de números atômicos com $Z > 30$. Levando-se em conta energias intermediárias ($0,1$ MeV $< E_\gamma < 10$ MeV), o efeito Compton (abordado na seção 2.2.2 em mais detalhes) é o dominante para a maior parte dos números atômicos no eixo x . A produção de pares é um fenômeno quântico que consiste na produção de uma partícula elementar e sua antipartícula a partir de um fóton. O gráfico da Figura 8 nos mostra que a partir de $E_\gamma > 50$ MeV e $Z > 20$ MeV a produção de pares é o fenômeno quântico mais frequente na interação da radiação com a matéria.

Como a produção de pares exige altas energias que os tomógrafos não alcançam, esse fenômeno não foi abordado em mais detalhes nesse trabalho.

2.2.2 Efeito ou espalhamento Compton

O espalhamento Compton é uma colisão elástica entre um fóton e um elétron que possui a energia de ligação muito menor comparada com a energia do fóton (3). Como o elétron está quase livre, ele também pode ser espalhado como resultado da colisão. A Figura 9 tem o objetivo de auxiliar o entendimento deste fenômeno.

Figura 9 – Esquema do Efeito Compton



Fonte: <http://www.infoescola.com/fisica/efeito-compton/>

Com as leis de conservação de energia e de momento linear, pode-se obter uma relação entre o comprimento de onda do fóton incidente com o do fóton espalhado:

$$\lambda' = \lambda_0 + \frac{h}{m_0 c} [1 - \cos \theta] \quad (10)$$

onde λ_0 e λ' representam os comprimentos de onda do fóton incidente e do espalhado, respectivamente, m_0 é a massa de repouso do elétron e θ é o ângulo entre a direção do fóton incidente e a do espalhado.

2.3 Número atômico efetivo

O número atômico efetivo (Z_{ef}) é um parâmetro importante quando se deseja analisar a interação da radiação com a matéria (17). Para que se possa prever qual interação o fóton terá com um material composto por mais de um elemento utiliza-se o Z_{ef} , com este valor e a energia do fóton, pode-se encontrar qual interação será a dominante usando a Figura 8 (18).

Diferentes métodos podem ser usados para se calcular o Z_{ef} de um material. Um dos métodos é baseado em cálculos que envolvem o número atômico Z_n de um enésimo átomo constituinte de um material (19). Spiers (20) estudou em 1946 a absorção de tecidos biológicos e estabeleceu que a expressão do Z_{ef} seria dada por:

$$Z_{ef} = \left[\sum_n \alpha_n^e Z_n^{2,94} \right]^{\frac{1}{2,94}} \quad (11)$$

onde α_n^e é a porcentagem de elétrons do material e Z_n já foi definido anteriormente. Tsai e Cho (21) revisaram a equação 11 e chegaram à conclusão que o expoente deveria ser 3,4 para tecidos biológicos, além disso, a equação (12) só se aplica para fótons com energia menores do que 150 keV:

$$Z_{ef} = \left[\sum_n \alpha_n^e Z_n^{3,4} \right]^{\frac{1}{3,4}} \quad (12)$$

A equação 11 e a equação 12 não são as únicas a definir o Z_{ef} . Diferentes abordagens devem ser adotadas para se calcular o valor do Z_{ef} a depender de cada caso particular.

2.4 Câmaras de ionização

Ionização em gás é a base para três tipos de detectores de radiação: as câmaras de ionização, os contadores proporcionais e os contadores Geiger (10). Como o único detector usado nesta pesquisa foi a câmara de ionização, esta seção foi destinada somente a ela.

As câmaras de ionização foram um dos primeiros tipos de detectores da radiação construídos (22). Por causa da sua simplicidade e ter processos físicos bem compreendidos, elas ainda são bastante usadas como detectores (15). Este detector é constituído por uma câmara preenchida com ar e dois eletrodos (ânodo e cátodo), os quais podem ser placas paralelas ou um cabo coaxial (ânodo) localizado no interior da câmara.

De maneira geral, quando um fóton passa por um gás pode produzir efeitos fotoelétricos, Compton ou produção de pares. A energia depositada por esses processos é transferida para os elétrons por meio de colisões. Pares de íons são produzidos no gás, cujo número médio é proporcional à quantidade de energia depositada no gás (10). Os elétrons são atraídos para a placa positiva e os íons positivos viajam em direção à placa negativa. As cargas são coletadas tornando possível para a eletrônica associada ao dispositivo calcular a energia depositada no meio. Uma voltagem suficientemente alta é aplicada para que todas as cargas produzidas sejam

coletadas. Entretanto, se a voltagem for maior do que o necessário, novas ionizações podem ocorrer devido a colisão dos elétrons decorrentes da aceleração neles produzida pelo campo elétrico. Esse efeito é indesejado para as câmaras de ionização.

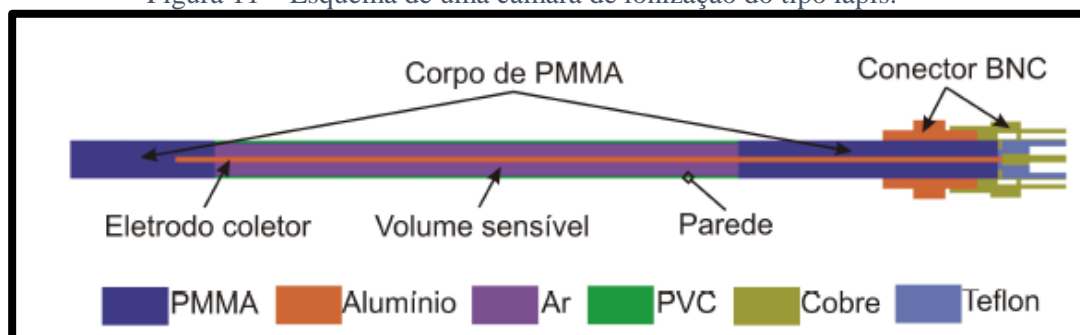
A câmara de ionização usada em CT é conhecida como tipo lápis (Figura 10). Uma característica típica dessas câmaras é a sua resposta uniforme à radiação ionizante em todos os ângulos ao redor do seu eixo (23).

Figura 10 – Fotografia de uma câmara de ionização tipo-lápis usada em CT.



Fonte: Acervo do autor.

Figura 11 – Esquema de uma câmara de ionização do tipo lápis.



Fonte: Figura adaptada de Perini (24).

A Figura 11 é um esquema de uma câmara de ionização do tipo lápis. As câmaras de ionização devem apresentar algumas propriedades: mínima variação em sua sensibilidade para um grande intervalo de energia, volumes sensíveis adequados para a medição, mínima variação em sua sensibilidade em relação ao ângulo de incidência da radiação, sua calibração deve ser feita utilizando um padrão de referência e apresentar uma mínima perda possível por recombinação iônica (25).

É importante ressaltar que não existe um detector universal que possa ser usado em qualquer situação. Alguns detectores são construídos, tais como a câmara de ionização, para várias aplicações, entretanto, a maioria dos dosímetros são feitos para aplicações específicas e pré-determinadas, por isso, deve-se escolher o dosímetro certo para o objetivo almejado (15).

2.5 Grandezas Dosimétricas

A exposição à radiação pode causar efeitos notórios, que podem ser nocivos, causando danos às células, o que não necessariamente será deletério para o indivíduo (10). Pode levar anos até que os efeitos da exposição à radiação possam se manifestar. É natural pensar que a severidade do dano causado pela radiação depende da quantidade de radiação absorvida, isso é verdade para alguns efeitos da radiação (efeitos determinísticos). Entretanto, há certos efeitos que não dependem da intensidade da radiação (efeitos estocásticos). Um exemplo deste efeito é a mutação de células mesmo com níveis baixos de exposição à radiação (15).

A quantidade de radiação é um importante fator para a determinação de um possível dano a tecidos. Quando a radiação ionizante interage com algum meio, fenômenos físicos ocorrem: efeito Compton, fotoelétrico, dentre outros. Na tentativa de descrever as influências desta interação, foram criadas grandezas físicas e de proteção. A seguir, as mais importantes para este trabalho são discutidas.

2.5.1 Dose absorvida

Em radiologia clínica e proteção radiológica a dose absorvida, D , é a grandeza física de dose básica, a qual é usada para todos os tipos de radiação ionizante e para qualquer geometria de irradiação (26). Efeitos de meios expostos à radiação ionizante dependem da energia absorvida por esse material. Para descrever a energia absorvida por um meio devido à interação com qualquer tipo de radiação ionizante, a quantidade de radiação é descrita em termos de dose absorvida (27). O *gray* (Gy) é a unidade de dose absorvida do Sistema Internacional (SI) e representa a absorção de um *joule* de energia por quilograma do material exposto:

$$1\text{Gy} = 1 \frac{\text{J}}{\text{kg}} \quad (13)$$

A dose absorvida, D , é o quociente $d\bar{E}$ por dm , onde $d\bar{E}$ é a média da energia absorvida por uma massa dm , assim:

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (14)$$

Além de *gray*, existe outra unidade para descrever dose absorvida chamada de *rad* (*radiation absorbed dose*). O *rad* tem sido substituído pelo *gray*, mas ainda é encontrado na literatura moderna e é definido como sendo o equivalente a absorção de 0,01 *joule* de energia por quilograma do tecido (15).

2.5.2 Dose Equivalente

Em um contexto geral, a dose absorvida descrita na seção anterior não é capaz de caracterizar os efeitos biológicos da radiação, isso quer dizer, que a dose absorvida não consegue estimar os danos causados pela radiação em qualquer meio. A dose absorvida nos diz a quantidade de energia que foi depositada no meio, mas não nos informa o que essa energia pode causar no meio, ou seja, esta grandeza trata todos os tipos de radiação igualmente. Em termos de dose absorvida, não há diferença entre um fóton e uma partícula alfa quando eles depositam a mesma dose no meio (15). Como a dosimetria também tem por objetivo a segurança das pessoas, uma grandeza chamada dose equivalente foi criada com o intuito de caracterizar os danos produzidos pela radiação em tecidos. A equação para dose equivalente é:

$$H_{T,R} = w_R \cdot D_{T,R} \quad (15)$$

onde $H_{T,R}$ é a dose equivalente devido ao tipo de radiação R , $D_{T,R}$ é a média da dose absorvida depositada por uma radiação R e w_R é um fator que depende do tipo de radiação R e que é descrito por:

$$w_R = Q_R \cdot N_R \quad (16)$$

onde Q_R é um fator de qualidade dependente do tipo de radiação (para o caso de raios X e raios γ esse fator é igual a 1) e N_R é um fator modificador que para fontes externas é considerado igual a 1.

Para o caso de uma exposição com diferentes tipos de radiação, simplesmente, somamos a contribuição de cada tipo de radiação usando:

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (17)$$

A unidade de dose equivalente é J/kg , entretanto, um novo nome foi dado a esta grandeza: *sievert*, representado pelo símbolo Sv (26).

2.5.3 Dose Efetiva

A dose equivalente descrita anteriormente não considera a sensibilidade do tecido exposto à determinada radiação. Utilizando-se da grandeza dose efetiva, que leva em conta a sensibilidade de cada tecido, é possível estimar a dose no corpo inteiro se a dose recebida por algum órgão é conhecida. Esse cálculo é feito usando:

$$E_{total} = \sum_i w_{T,i} H_{T,i} \quad (18)$$

onde $w_{T,i}$ é o fator para determinado tecido T . O índice i se refere a algum determinado órgão, $H_{T,i}$ é a dose equivalente total para cada órgão i calculada pela equação 17. Cada tecido responde diferentemente à radiação e a equação 18 é utilizada para casos onde há mais de um órgão irradiado (15). A unidade de dose efetiva é *sievert* (Sv).

2.5.4 Kerma

O *kerma* (*kinetic energy released per unit of mass*) é definido como a energia cinética inicial de todas as partículas carregadas liberadas por partículas ionizantes não carregadas (ex. fótons e nêutrons) em uma massa d_m de um meio (28):

$$K = \frac{dE_{tr}}{d_m} \quad (19)$$

onde K é o *kerma*, dE_{tr} é a soma das energias cinéticas iniciais de partículas carregadas liberadas por partículas não carregadas. A unidade do *kerma* é gray (Gy = J/kg). Se o meio em questão for o ar, obteremos o *kerma* no ar. Essa grandeza é muito utilizada no radiodiagnóstico e para medi-la é necessário um dosímetro que possua uma massa de ar conhecida. Câmaras de ionização conseguem medir tal grandeza por terem o seu volume sensível composto por ar.

2.6 Dosimetria em tomografia computadorizada

Como já foi dito anteriormente, a tomografia computadorizada é um procedimento de altas doses, além disso, o tubo de raios X gira em torno do paciente. Essas características contribuíram para que fossem desenvolvidas grandezas específicas para esta modalidade. A seguir essas grandezas são discutidas.

2.6.1 Índice de *kerma* no ar

O índice de *kerma* no ar ($C_{ar,100}$) é medido com a câmara de ionização ao ar livre, isto quer dizer que nada atenua o feixe de raios X que são emitidos pelo tomógrafo com exceção do ar (29). Essa medida é obtida por meio de uma única rotação do tubo de raios X. Como a câmara de ionização do tipo lápis possui 100 mm de comprimento, o intervalo de integração vai de -50 mm a +50 mm. A câmara de ionização deve ser posicionada simetricamente no tomógrafo para que ela seja irradiada exatamente na metade de seu volume sensível. O valor obtido da integral ainda deve ser dividido pelo valor definido para a espessura de corte (T), resultando em:

$$C_{ar,100} = \frac{1}{T} \int_{-50mm}^{+50mm} K(z) dz \quad (20)$$

onde T é a espessura de corte definida no tomógrafo e $K(z)$ é o *kerma* ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação do tubo de raios X. A unidade de $C_{ar,100}$ é o gray (Gy).

Se o índice *kerma* no ar for medido em um *phantom* de poli-metilmacrilato (PMMA), então a grandeza deve ser escrita da seguinte maneira $C_{PMMA,100}$ (29).

2.6.2 Índice de *kerma* ponderado

O índice de *kerma* ponderado (C_W) é utilizado quando se usa um objeto simulador padrão de PMMA, o qual possui um orifício central e outros quatro periféricos. O C_W combina os valores de $C_{PMMA,100}$ obtidos nesses orifícios:

$$C_W = \frac{1}{3} (C_{PMMA,100,c} + 2C_{PMMA,100,p}) \quad (21)$$

onde $C_{PMMA,100,c}$ é medido no centro do *phantom* e $C_{PMMA,100,p}$ é a média das medidas obtidas nas quatro posições periféricas do mesmo *phantom* (29). A unidade do índice de *kerma* é o gray (Gy).

2.6.3 Fator de passo (*pitch*), índice de *kerma* volumétrico e produto *kerma* no ar comprimento

O fator de passo ou *pitch* (p) é definido como a razão entre o deslocamento da mesa durante uma rotação completa do tubo e a espessura nominal de corte. A expressão do fator de passo é:

$$p = \frac{l}{NT} \quad (22)$$

onde l é a distância que a mesa do paciente percorreu a cada rotação do tubo de raios X, T é a espessura de corte e N é o número de cortes tomográficos.

O índice de *kerma* volumétrico (C_{VOL}) leva em conta o fator de passo e é definido por:

$$C_{VOL} = \frac{C_W}{p} \quad (23)$$

onde C_W é o índice de *kerma* ponderado definido anteriormente (29). Com o valor de C_{VOL} é possível determinar o valor do produto *kerma* no ar comprimento ($P_{KL,CT}$), que é determinado por meio de:

$$P_{KL,CT} = \sum_j C_{VOL} \cdot l_j \quad (24)$$

onde l_j é a distância percorrida pela mesa do paciente durante rotações do tubo sucessivas (29).

Com o $P_{KL,CT}$ é possível estimar a dose efetiva de uma determinada parte do corpo multiplicando o resultado encontrado por um fator que consta no protocolo europeu 16262 (30). O fator para estimar a dose efetiva em exames da cabeça é 0,0023 mSv/mGy.cm (31).

2.7 Estado da arte

2.7.1 Tomografia computadorizada como procedimento de altas doses

Em 2008, Mettler et al. tornaram públicos dados preliminares sobre a exposição à radiação médica, este estudo foi conduzido pela *National Council on Radiation Protection* (NCRP) (4). Este levantamento estatístico era necessário, uma vez que o último relatório sobre exposição feito nos Estados Unidos havia sido produzido em 1989. Um comitê foi nomeado e se tornou responsável em avaliar o que teria mudado nesse período de 17 anos. Com a publicação de Mettler et al., pode-se perceber como a tomografia contribui com 50% da dose coletiva da população, mesmo correspondendo a 15% dos exames do radiodiagnóstico. Ainda em 2008, Mettler et al. reporta dados mais atualizados sobre a dose coletiva e a participação da tomografia computadorizada como sendo a principal contribuinte para esta estatística (2).

Outros autores (32,33,34) também confirmam estes resultados publicados por Mettler e estimam o risco de câncer devido a exames de CT, como é o caso, por exemplo, da Smith-Bindman et al. (35). Neste artigo, os pesquisadores concluíram que, para um exame CT rotineiro da cabeça, 1 em cada 8105 mulheres com 40 anos de idade, ou 1 em cada 12250 mulheres com 60 anos de idade, desenvolve câncer. No caso masculino, 1 em cada 11080 homens com 40 anos submetidos a exames CT rotineiros da cabeça desenvolve câncer, assim como 1 em cada 14680 homens com 60 anos de idade.

Estes artigos mostram a importância que possuem as pesquisas que visam a diminuição de dose relativas a exames CT, uma vez que, por exemplo, aproximadamente 70 milhões de

exames são realizados durante o ano nos Estados Unidos (35). O aprimoramento das técnicas possui um aspecto positivo para a sociedade. Essas pesquisas podem diminuir a incidência de câncer em homens e mulheres que se submetem à tomografia computadorizada ou a outros exames que envolvam radiações ionizantes.

2.7.2 Objetos simuladores e estudos dosimétricos

A estimativa de grandezas dosimétricas resultante de exames CT, seja dose absorvida ou dose efetiva, é um processo difícil. Muitos fatores podem contribuir para a dose a qual o paciente está sendo submetido: gênero, idade, tamanho, além dos processos físicos da radiação com a matéria possuírem um caráter probabilístico (26). Uma técnica utilizada para que a dose efetiva seja estimada é a utilização de um objeto simulador antropomórfico Rando, no qual TLDs são posicionados em lugares estratégicos para alcançar tal objetivo (36,37). Tsai e col. utilizaram-se de TLDs e de *phantoms* de acrílico (que possuíam massa de 10 a 90 kg, além do objeto simulador Rando) para a avaliação da dose efetiva e chegaram à conclusão que os TLDs mostram alta sensibilidade e estabilidade nas medidas. Além disso, os resultados desses pesquisadores mostraram que o objeto simulador de acrílico em conjunto com as recomendações da ICRU-48 podem fornecer um método confiável para a estimativa de dose efetiva e da radiação secundária (38).

Brunner et al. (39) utilizaram-se de dosímetros opticamente estimulados (OSLs) para inseri-los em um *phantom* antropomórfico da cabeça para submetê-lo a três tomógrafos que foram configurados para realizar o mesmo protocolo de exames rotineiros. Os resultados deles mostraram que OSLs permitem uma estimativa realística da magnitude da dose em um ponto, por exemplo: a dose depositada no cristalino (lente biconvexa presente no olho) durante um exame CT da cabeça.

Em um estudo recente, Jeon et al. (40) utilizaram objetos simuladores geométricos de PMMA com diversos raios (12, 16, 20, 24 e 32 cm) para estimar a dose e a qualidade de exames de tomografia computadorizada. Esses pesquisadores também puderam concluir que é necessário a implantação de protocolos específicos para a área de pediatria do radiodiagnóstico com o objetivo de reduzir a dose em crianças. A adaptação da dose ao tamanho do paciente é uma recomendação da *American College of Radiology* (ACR).

Em clínicas odontológicas existem tomógrafos de feixe cônico, trata-se de um tomógrafo com dimensões menores e com menor custo. Esse tipo de tomógrafo é recomendado para se obter imagens das regiões de interesse: mandíbulas e arcadas dentárias. Pesquisadores também

se propuseram a avaliar a dose depositada por este tipo de tomógrafo. Wu et al. (41) construíram um *phantom* da cabeça de PMMA baseados em imagens tomográficas de um paciente. Materiais que são usados para reconstruir dentes e uma mistura de água e gesso foram utilizados para simular as regiões ósseas. Os resultados dos exames realizados com o objeto simulador construído foram comparados com os do *phantom* Rando. Essa comparação mostrou que as doses obtidas no objeto simulador proposto pelos pesquisadores estão num intervalo aceitável com o encontrado no *phantom* comercialmente aceito.

Wu et al. conseguiram construir um objeto simulador com o custo de, aproximadamente, U\$ 500,00 (mais caro que o objeto simulador de dolomita e PMMA que ficou em torno de U\$ 160,00). O gesso é constituído por óxido de enxofre hidratado. O osso não possui, em sua composição, o enxofre. A dolomita usada nesse trabalho é constituída por carbonato de cálcio e carbonato de magnésio, dois dos principais constituintes do osso.

O objeto simulador do Wu et al. foi construído de modo que o posicionamento de TLDs fosse possível para que a dose absorvida fosse estimada. A dose absorvida não leva em conta o tipo de radiação a que o alvo está sendo submetido, assim como também não leva em consideração a radiosensibilidade do tecido irradiado. A metodologia aplicada ao *phantom* de dolomita e resina acrílica estima a dose efetiva, uma grandeza dosimétrica que abrange mais informações.

Outros métodos utilizados são os modelos computacionais, nos quais pacientes são simulados por meio de *softwares* que utilizam a técnica de Monte Carlo (42,43), a exemplo de Samei et al. que determinaram a dose dos órgãos, a dose efetiva e os índices de risco para adultos em exames CT (44). Choonsik et al. utilizaram Monte Carlo para estabelecer um banco de dados de dose depositadas em órgãos de crianças e adolescentes submetidos a tomografia computadorizada (45). A principal vantagem do método de Monte Carlo é a possibilidade de simular cenários que são difíceis de se reproduzir na prática, como por exemplo: calcular a dose depositada em algum órgão de uma mulher grávida. Shi e Xu (46) utilizaram o código Monte Carlo para construir o primeiro modelo tomográfico de uma mulher grávida.

2.7.3 Tendências de pesquisa em tomografia computadorizada

Alguns trabalhos recentes em tomografia computadorizada mostram a preocupação com a exposição de crianças a tomografia computadorizada como é o caso, por exemplo, de Mannix et al. (47) que em sua pesquisa de cinco anos analisaram o índice de crianças que foram examinadas com tomografia computadorizada e elaboraram o que eles chamaram de guia

nacional para o uso correto da tomografia. Essa preocupação surge do fato que nos últimos 10 anos, a utilização de exames de tomografia computadorizada cresceu, aproximadamente, 700% mundialmente e vem conquistando a preferência nos setores de emergência (48).

Livingston et al. encontraram no Centro de Traumas Pediátricos Canadense uma média de exposição por paciente de 13,5 mSv, uma dose 4,5 vezes maior que a radiação de fundo do público em geral (49). Livingston et al. também chegaram à conclusão que exames da cabeça eram os mais frequentes e os mais prováveis de serem repetidos, resultado também encontrado por Hartin et al. (50).

Santos et al. (51) utilizaram-se de *phantoms* geométricos Catphan® 600 e *phantoms* antropomórficos CIRS® de crianças de 0, 5 e 10 anos de idade para averiguar a possibilidade de otimização em exames de tomografia computadorizada em três centros pediátricos. Com os resultados os autores conseguiram estabelecer protocolos específicos para cada categoria de idade.

A tentativa de encontrar materiais mais baratos e desenvolver objetos simuladores economicamente mais viáveis não é exclusividade dessa pesquisa. Entretanto, o uso da dolomita como material tecido equivalente do osso é a inovação que se busca com essa pesquisa. O caráter antropomórfico do objeto simulador também é um critério importante a ser levado em consideração, pois, ele torna a geometria de atenuação provocada pelo objeto mais próxima da realidade dos exames de tomografia computadorizada. Devido a relevância que a dosimetria pediátrica vem adquirindo nos últimos anos, essa pesquisa vai se estender para essa área de conhecimento com a confecção de uma família de objetos simuladores da cabeça que usam a água como simulador do cérebro e a resina acrílica unida à dolomita como simuladores do osso.

3 METODOLOGIA

3.1 Materiais

Os materiais utilizados na confecção do objeto simulador (alginato, polímero de metilmetacrilato, silicone e dolomita) assim como sua utilização estão descritos nas próximas seções.

3.1.1 Alginato

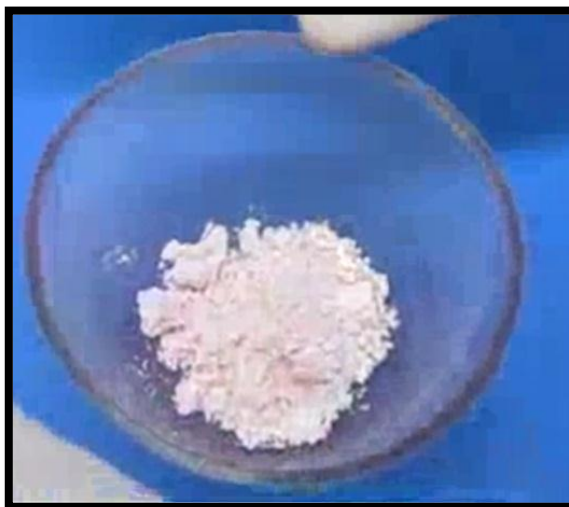
O alginato é um material com o uso bastante difundido nos consultórios odontológicos. Ele é utilizado para se obter o molde da arcada dentária dos pacientes. O alginato ou hidrocolóide irreversível teve grande aceitação por ter uma manipulação fácil, diminuir o desconforto causado ao paciente no momento da moldagem, além de ser um material de baixo custo de fabricação e de revenda (52).

A composição do alginato, de acordo com o fabricante, consiste em: diatomita, alginato de potássio, sulfato de cálcio, óxido de zinco, tetrasódio pirofosfato e fluoreto de sódio. É importante salientar que ao se trabalhar com alginato deve-se usar máscaras de proteção, pois a inalação do pó é prejudicial à saúde.

O alginato é classificado com hidrocolóide irreversível: hidrocolóide porque é constituído por partículas em um estado gelatinoso na água (hidro), e irreversível porque uma vez que é misturado com a água, assume uma consistência parecida com a de uma borracha e este estado não pode ser revertido quimicamente e nem por variação na temperatura.

O hidrocolóide irreversível tem a aparência de um pó branco (Figura 12) e por possuir excelentes características de moldagem, foi escolhido para este trabalho para que se pudesse obter um molde a partir de um crânio humano real. Este material pode ser obtido facilmente em lojas especializadas em odontologia; um pacote – neste trabalho foram usados 5 – contendo 454 g custa entre R\$ 20,00 e R\$ 30,00 (a depender do fabricante).

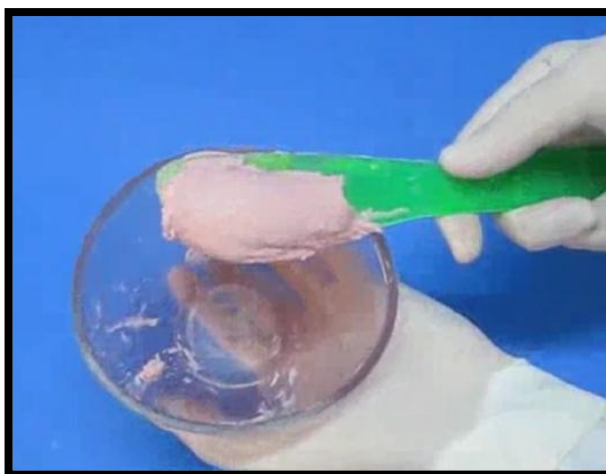
Figura 12 – Alginato ou hidrocolóide irreversível (pó branco).



Fonte: acervo do autor.

Para se fazer uma moldagem com o alginato é necessário misturá-lo com água. Quando essas duas substâncias entram em contato, o alginato começa a absorver a água e a mudar a sua consistência rapidamente (Figura 13). A cor rósea é um indicativo que a reação está ocorrendo. Após 1 minuto, aproximadamente, o alginato volta a apresentar uma coloração esbranquiçada (término da reação) e neste estágio já não é mais possível fazer a moldagem da peça anatômica, portanto, o crânio deve ser inserido enquanto a coloração ainda for rosa.

Figura 13 – Alginato misturado com água.



Após alguns segundos a mistura perde a cor rósea e volta a ser branca. Fonte: Acervo do autor.

A reação é rápida, essa característica é desejada quando se tem por objetivo obter o molde da arcada dentária de um paciente. Entretanto, quando se pensa no foco principal deste trabalho,

que é a obtenção de um molde de um crânio inteiro, a velocidade que o alginato se torna uma espécie de borracha, acaba se tornando uma dificuldade que deve ser contornada. Uma maneira de facilitar a obtenção do molde é usar água a baixas temperaturas, uma vez que esta medida diminui a velocidade da reação (53). Também é recomendável a utilização de algum método que torne o processo de mistura entre a água e o alginato eficiente e rápido, de modo que todo o alginato utilizado entre em contato com a água. Deve-se atentar também para que bolhas de ar não fiquem presas na mistura, pois elas podem comprometer a homogeneização do alginato.

Algumas desvantagens do alginato estão relacionadas com o armazenamento e conservação do molde após a utilização, pois este material permite a evaporação da água de sua estrutura. Como consequência disto, o molde sofrerá uma contração, perdendo as características do objeto moldado. Se for armazenado em água, o molde absorverá água e se expandirá. Estes fenômenos são os responsáveis pela pouca estabilidade do alginato (54). Para este trabalho, essas características não foram consideradas, uma vez que não se buscou o armazenamento do molde após a confecção do objeto simulador. Entretanto, é possível engessar o molde e torná-lo mais durável.

3.1.2 Monômero e polímero de metilmetacrilato

Polímeros são macromoléculas formadas pela repetição de unidades químicas menores chamadas de monômeros. Os polímeros são obtidos por meio da polimerização, que pode ocorrer de diversas formas. O processo de adição se dá por meio de radicais livres, onde os monômeros são adicionados à molécula para aumentar o seu tamanho. Considerando-se o processo de polimerização por condensação, a reação difere da adição pela formação de subprodutos (geralmente é H_2O) (55). A reação dos materiais descritos nessa seção é a de adição.

O polímero de metilmetacrilato (PMMA) é sintético, ou seja, é obtido artificialmente. A aparência desses materiais é a de um pó ou líquido (Figura 14). O PMMA é autopolimerizante, isto quer dizer que para assumir a forma sólida basta adicionar o pó ao líquido. Transcorridos 10 minutos após a mistura dos reagentes, a consistência sólida e resistente se torna evidente. A reação de endurecimento do PMMA é exotérmica (libera calor) e exige cautela no manuseio dos materiais, tendo em vista que pode causar queimaduras caso ocorra o contato prolongado com a pele. Além dos polímeros autopolimerizantes, existem os termicamente polimerizados, que requerem a exposição ao calor para atingirem o resultado desejado (estado sólido).

O líquido é incolor, transparente e apresenta como principal constituinte o metacrilato de metila (MMA). A união dos dois materiais inicia a transformação das moléculas de MMA em macromoléculas (53). O líquido dissolve o pó, transformando-o em uma massa plástica. É essa massa plástica que foi inserida no molde obtido a partir do alginato para que se pudesse confeccionar os objetos simuladores.

Figura 14 – Resina acrílica



À esquerda recipiente com resina acrílica em pó branco, à direita líquido acrílico incolor em frasco âmbar. Fonte: <http://www.classico.com.br>.

A proporção da mistura dos materiais deve ser seguida para que o resultado desejado seja alcançado de maneira satisfatória. Os fabricantes sugerem uma relação pó/líquido de 3:1 em volume, o que corresponde a três partes de pó para uma parte de líquido.

Os preços destes materiais podem variar de acordo com o fabricante. Um frasco contendo 250 mL de líquido acrílico varia em torno de R\$ 20,00 a R\$ 30,00 (neste trabalho foram comprados 1000 mL). Um recipiente contendo 440 g de pó de acrílico varia entre R\$ 50,00 a R\$ 60,00 (neste trabalho foram usados 880 g).

Além do cuidado mencionado anteriormente quanto à liberação de calor, os fabricantes destes materiais alertam para que, apesar da baixa toxicidade do líquido acrílico, a manipulação seja em ambientes ventilados, tendo em vista a alta volatilidade do mesmo.

3.1.3 Silicone de Condensação

O silicone de condensação (Figura 15), assim como a resina acrílica, também tem o uso bastante difundido entre protéticos dentários e odontólogos, o que implica que ele também pode ser encontrado facilmente em lojas especializadas em servir materiais para esses profissionais.

De acordo com o fabricante (Coltene), o silicone de condensação apresenta em sua constituição éster de estanho, óleo mineral e elastômero (polímero elástico) de silicone. Para que este material passe a moldar algo, deve-se misturá-lo com um catalisador: polisiloxano.

Figura 15 – Silicone de condensação (massa branca) e catalisador (pasta verde).



Fonte: acervo do autor.

O próprio fabricante aconselha manipular o silicone e o catalisador sem usar luvas, uma vez que elas contêm enxofre, o qual atrapalha a reação. Para se utilizar o silicone de condensação da maneira adequada, deve-se manipular as substâncias (misturando-as) até que uma cor uniforme seja atingida (Figura 16).

Figura 16 – Silicone de condensação pronto para o uso.



Fonte: acervo do autor.

No caso específico deste trabalho, o silicone foi usado para isolar as partes frágeis do crânio, além de tampar os forames – orifícios ou passagens naturais encontradas em estruturas ósseas – presentes nesta estrutura anatômica. Mais detalhes deste processo se encontram no próximo capítulo: Resultados e Discussões.

Quanto ao preço, um conjunto do material com o silicone e o catalisador custa por volta de R\$ 100,00 a R\$ 120,00.

3.1.4 Dolomita

Alguns materiais foram considerados, juntamente com a dolomita, para servirem como simulador do osso no *phantom*. A busca resumia-se em, basicamente, encontrar um material que fosse rico em cálcio e magnésio, principais constituintes do osso. Então, cogitou-se a hipótese de estudar pó de casca ovo, entretanto, as características dos ovos variam de acordo com a alimentação, idade, tamanho e estado sanitário das aves (56). Tantas variáveis tornam difícil a reprodutibilidade do material.

Outro material cogitado foi um fertilizante chamado de farinha de osso. Este material é produzido a partir da moagem de ossos, e, por isso, contém cálcio. O fertilizante em questão possui vários objetivos, como, por exemplo, evitar a acidez do solo e fósforo e desenvolver caules, raízes e sementes (informações do fabricante). Entretanto, apesar de ser feito de ossos, possui impurezas quando se trata de encontrar um substituto para o osso humano. Além disso, este material possui grãos muito maiores quando comparado com a resina acrílica, o que dificultaria a manipulação quando fossem misturados, comprometendo a qualidade da geometria do futuro objeto simulador (Figura 17).

Figura 17 – Farinha de ossos



Grãos grandes em relação à resina acrílica comprometeriam a manipulação do substituto do osso.
Fonte: acervo do autor.

O material escolhido para ser o substituto do osso foi a dolomita, que é proveniente do dolomito, uma rocha sedimentar que se forma por meio do depósito de outras rochas em áreas deprimidas (57). A dolomita ($\text{CaCO}_3 \cdot \text{MgCO}_3$) é um mineral de carbonato de cálcio e magnésio

e possui uma textura próxima à da resina acrílica, o que facilita a manipulação quando estes materiais são misturados. Este mineral foi nomeado em homenagem ao mineralogista e geólogo francês Deodat de Dolomieu (1750 – 1801) (58). A dolomita é usada principalmente na construção civil como um substituto para as pedras calcárias (59). Além deste uso, pode ser usada na fabricação de vidros e também como rochas ornamentais. A dolomita também pode ser utilizada como suplemento alimentar. Pessoas que são diagnosticadas com osteoporose ingerem dolomita para suprir a deficiência de cálcio de sua alimentação. A dolomita utilizada com esta última finalidade foi a estudada nesse trabalho para se averiguar a possibilidade dela ser um substituto para o osso.

Com o objetivo de preparar as amostras para o experimento foram preparadas as proporções em massa dos reagentes dadas pela Tabela 2.

Tabela 2 – Proporção das amostras preparadas para análise dos coeficientes de atenuação mássicos.

Proporção	Dolomita [g]^a	Resina [g]^a
1:1	10,0	10,0
1:2	5,0	10,0
1:3	3,3	10,0
1:4	2,5	10,0
Resina pura	-	-

a = incerteza de $\pm 0,1$ g.

Fonte: Acervo do autor.

Foi determinado que a massa de dolomita fosse menor à medida que a proporção fosse diminuindo, porque quanto mais dolomita na mistura, mais longa se torna a reação, podendo até triplicar o tempo necessário para o endurecimento do material. A resina pura é considerada, no contexto desse trabalho, como sendo a resina acrílica sem a presença da dolomita. A combinação das duas substâncias, resina e dolomita, produz um material adequado: a resina é maleável e toma a forma do molde em que for aplicada; a dolomita, por sua vez, simula o osso, tornando o objeto simulador funcional.

Outra característica da dolomita que deve ser ressaltada é o seu baixo custo. Um quilograma desse mineral em sua forma de suplemento alimentar pode ser obtido em lojas especializadas por volta de R\$ 40,00 a R\$ 60,00, esse fato contribui com a escolha de um substituto para o osso de baixo custo, principalmente quando comparado com os seus concorrentes importados. A Figura 18 mostra a aparência da dolomita em pó usada como suplemento alimentar.

Figura 18 – Dolomita em pó.



Fonte: Acervo do autor.

3.2 Experimento para avaliar o coeficiente de atenuação linear

Para avaliar a composição das amostras, foi empregada a técnica de espectrometria em fluorescência de raios X. O equipamento utilizado, que está disponível na Universidade Federal de Sergipe (UFS), foi um Bruker S4 Pioneer[®]. Pastilhas em diferentes proporções de dolomita e resina acrílica foram preparadas para se obter os seus elementos constituintes. Essa composição se torna necessária para calcular os coeficientes de atenuação linear teóricos das amostras. Sabendo a porcentagem dos elementos químicos que formam a substância é possível prever o seu perfil de atenuação e compará-lo com o resultado de atenuação experimental.

Os coeficientes de atenuação linear experimentais foram determinados pela medida de raios X polienérgicos transmitidos após a interação com amostras de espessura conhecida. Um tubo de raios X com um ânodo de tungstênio estacionário foi utilizado como fonte. O tubo de raios X foi acoplado a um gerador de alta voltagem (modelo PW3830 4kW, Philips PANalytical) que operou a 60 kV e 10 mA. Este aparelho foi disponibilizado pela Universidade de São Paulo.

O feixe incidente foi colimado por um sistema composto por tubos de bronze e colimadores de chumbo. A distância do ponto focal e a superfície do detector foi de 320 cm.

Os coeficientes de atenuação linear experimentais podem ser calculados a partir dos dados obtidos com a seguinte relação:

$$\mu(E) = -\frac{1}{t} \ln \left(\frac{I_t(E)}{I_0(E)} \right) + \mu_{ar}(E) \quad (25)$$

onde $I_0(E)$ representa o número de contagens em relação à energia de distribuição (sem a amostra), $I_t(E)$ representa o número de contagens da distribuição atenuada da amostra, t é a espessura da amostra e $\mu_{ar}(E)$ é o coeficiente de atenuação linear do ar.

Os dados foram obtidos em intervalos de tempo de 3600 a 4400 segundos com o objetivo de se obter suficientes dados estatísticos para que a incerteza da intensidade detectada fosse menor que 2%.

Os valores experimentais foram comparados com valores teóricos do tecido ósseo, para que fosse determinado dentre as amostras, aquele material que fosse mais adequado quanto a simulação. No caso específico desse trabalho, o coeficiente mássico de atenuação total (μ/ρ) do osso foi calculado a partir da regra da mistura:

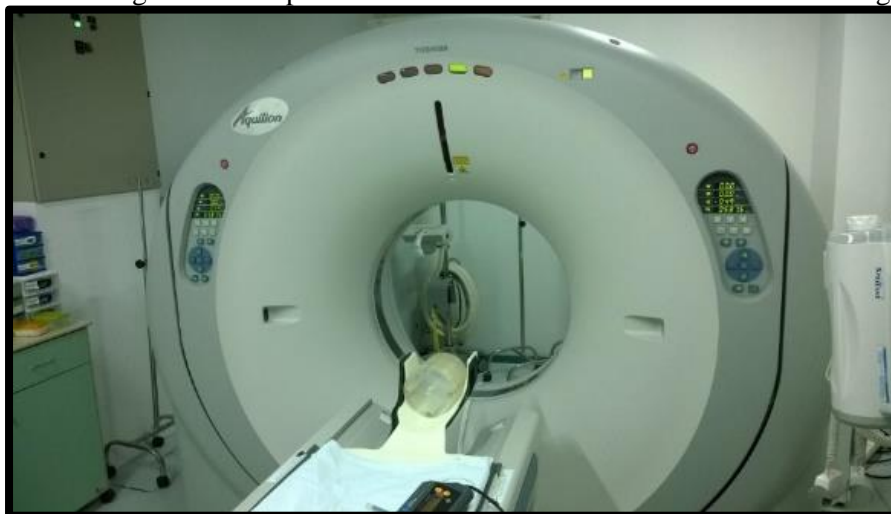
$$\frac{\mu}{\rho} = \sum_i w_i \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_i \quad (26)$$

onde w_i é a porcentagem do i -ésimo elemento constituinte de uma molécula e $(\mu/\rho)_i$ são os valores respectivos de coeficientes de atenuação mássico. A unidade do coeficiente de atenuação mássico é cm^2/g . A composição e a densidade do osso foram retiradas do relatório 44 da ICRU (60), enquanto que o coeficiente de atenuação ósseo foi obtido por meio do banco de dados do XCOM – *software* gratuito que calcula os valores dos coeficientes de atenuação teóricos, uma vez que seja disponibilizada a composição da amostra (61).

3.3 Medições no tomógrafo

O tomógrafo utilizado nessa pesquisa (Figura 19) foi um Toshiba Aquillion® 64 TSX – 101 A/E. Ele está disponível no Hospital Universitário (HU) da Universidade Federal de Sergipe (UFS).

Figura 19 – Tomógrafo do Hospital Universitário da Universidade Federal de Sergipe.



Toshiba Aquillion® 64 TSX – 101 A/E. Fonte: Acervo do autor.

Aquillion® permite a obtenção de 4 cortes numa rotação. Com ele, o tempo para completar uma rotação é de 0,5 s, a aquisição de imagens pode chegar a 8 cortes por segundo. Com o sistema selecionável de espessura de corte, é possível realizar exames com a espessura de corte mínima de 0,5 mm e a máxima de 10 mm, a depender do tipo de estudo clínico.

Para se realizar as medidas no tomógrafo, o objeto simulador confeccionado deve ser preenchido com água com o intuito de simular a atenuação do feixe produzida pelo cérebro humano (62). No final deste processo, é importante que o *phantom* não contenha bolhas de ar, uma vez que elas podem interferir nos resultados dosimétricos, tendo em vista que o padrão de atenuação do ar é diferente do da água.

Certificando-se que o objeto simulador não contém ar, é necessário posicioná-lo no centro do *gantry* (Figura 20). O suporte central do *phantom* foi centralizado de modo que a câmara de ionização fosse irradiada com a maior intensidade do feixe e de forma radialmente simétrica. Para facilitar o posicionamento correto, foram utilizados feixes de luz (*lasers*) provenientes do próprio tomógrafo.

A centralização foi feita tanto no sentido longitudinal como no latitudinal. Uma vez centralizado, foi realizado um escanograma ou *scout* de modo a assegurar o posicionamento correto do objeto simulador. Na imagem obtida por este procedimento, é possível centralizar o *phantom*, com a ajuda de uma ferramenta do programa, tornando a posição mais precisa.

Figura 20 – Objeto simulador de dolomita e resina acrílica posicionado no tomógrafo.



Fonte: Acervo do autor.

Para comparar as medidas feitas no objeto simulador dessa pesquisa, também foi irradiado um *phantom* geométrico de acrílico (PMMA). Esse *phantom* (Figura 21) também é conhecido como *phantom* CTDI, é amplamente aceito pela comunidade científica (13) e por isso serviu como parâmetro para esta pesquisa.

Figura 21 – Phantom de acrílico.



Fonte: Acervo do autor.

O objeto simulador geométrico possui $(15,7 \pm 0,1)$ cm de altura e $(15,0 \pm 0,1)$ cm de diâmetro. O centro respectivo de cada um dos suportes periféricos se encontra a uma distância de $(1,0 \pm 0,1)$ cm da borda.

Com o objeto simulador posicionado no centro do tomógrafo, foi inserido no suporte central a câmara de ionização. O detector usado neste estudo foi um do modelo da Radcal da

série 10X6-3CT. Esta câmara possui um comprimento de 10 cm, um volume ativo de 3 cm³, paredes ar-equivalentes, capa exterior de poliacetato e um cabo de baixo ruído eletrônico com 1,5 m. Ela pode medir uma dose mínima de 200 nGy e uma dose máxima de 1 kGy.

Os parâmetros apresentados na Tabela 3 foram inseridos no tomógrafo. Cinco exposições foram realizadas em cada um dos suportes do objeto simulador.

Tabela 3 – Parâmetros inseridos no tomógrafo para realização das medidas dosimétricas.

Parâmetros	
Tensão de pico [kV]	120
Corrente no tubo [mA]	200
Tempo de escaneamento [s]	1
Espessura de corte [mm]	4
Deslocamento da mesa [mm]	0

Fonte: Acervo do autor.

Com os resultados obtidos pela câmara de ionização, foram calculadas as grandezas dosimétricas da tomografia computadorizada discutidas em seções anteriores. A discussão detalhada e a exposição dos resultados estão na próxima seção.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados dos coeficientes de atenuação mássico entre o acrílico sem dolomita (PMMA puro) e as misturas feitas com dolomita em diferentes proporções, quando comparados com a referência (osso), determinaram a construção do objeto simulador com a proporção 1:1 entre a dolomita e a resina. O processo de confecção do *phantom* levando-se em conta tais informações está descrito nas próximas seções.

4.1 Definição da proporção entre dolomita e resina acrílica

Com o objetivo de obter os coeficientes de atenuação teóricos da mistura de PMMA com a dolomita, as amostras foram submetidas a uma fluorescência de raios X, entretanto, esta técnica não detecta elementos com $Z < 13$ (63). A Tabela 4 indica os óxidos presentes e em quais porcentagens que a dolomita na proporção 1:1 com a resina PMMA é composta. Ao somar todos os valores de porcentagem da Tabela 4 percebemos que somente 34,22% da composição da amostra é originada de óxidos. A literatura (64) a indica que a dolomita é formada por, principalmente, CaCO_3 e MgCO_3 (carbonato de cálcio e carbonato de magnésio) que podem ser escritos como: $\text{CaO} + \text{CO}_2$ e $\text{MgO} + \text{CO}_2$.

A fluorescência de raios X detectou CaO e MgO , entretanto, o equipamento não registrou o dióxido de carbono (CO_2). Para completar a composição da dolomita e a molécula do carbonato, assumiu-se que 65,78% da composição da dolomita é CO_2 . É importante ressaltar que o CO_2 não está presente na dolomita em sua forma gasosa, a estimativa de CO_2 vem completar a fórmula química dos carbonatos que são esperados na composição do material em estudo.

A literatura indica que a dolomita é composta, aproximadamente, por 30% de CaO , 20% de MgO e 50% de CO_2 (65). As porcentagens encontradas na Tabela 4 de MgO e CO_2 variam, aproximadamente, 15% dos valores da literatura. Essa diferença pode ser devida à formação do minério do qual a dolomita é extraída, uma vez que variações na composição de minérios brutos são esperadas. É aceito que a dolomita pode ser formada em vários ambientes, tendo em vista que este tipo de minério já foi encontrado em infralitorais (zonas próximas do litoral que se encontram permanente abaixo do nível do mar), em estuários hipersalinos (volume de água semifechado que possui uma conexão com o mar) e em regiões onde encontra-se rochas

sedimentares (66). A composição da dolomita pode variar a depender de onde se faça a sua extração.

Além disso, a dolomita usada nesse estudo é utilizada como suplemento alimentar. Esse tipo de dolomita passa por processos com a finalidade de eliminar contaminantes biológicos e químicos, como os metais pesados, processo que altera a sua composição elementar.

Tabela 4 – Composição dos óxidos da dolomita na proporção 1:1 com a resina PMMA.

Óxido	Porcentagem da composição^a
CO₂	65,78%
CaO	24,73%
MgO	7,02%
SiO₂	1,79%
Na₂O	0,28%
SO₃	0,21%
Al₂O₃	0,11%
P₂O₅	0,05%
Fe₂O₃	0,02%
CuO	0,01%

a = incerteza de $\pm 10\%$. Fonte: Acervo do autor.

A Tabela 5 mostra a composição elementar das amostras.

Tabela 5 – Principais elementos da composição das amostras obtidos por meio da análise da fluorescência de raios X.

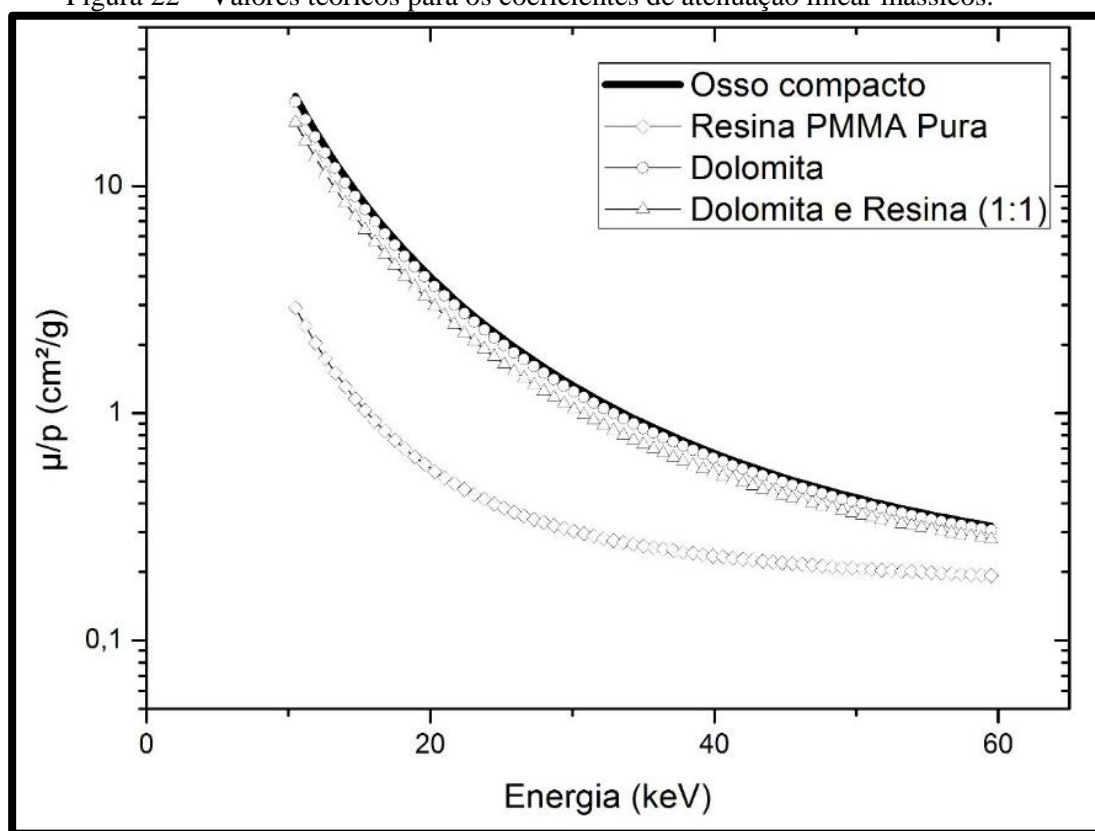
Elemento	Material^a			
	Osso (ICRU-44)	Dolomita	Dolomita e resina (proporção 1:1)	PMMA (ICRU-44)
O	43,5%	23,8%	11,1%	32,0%
Ca	22,5%	19,9%	17,7%	-
Mg	10,3%	16,5%	4,2%	-
Si	-	4,0%	0,8%	-
Na	0,1%	0,3%	0,2%	-
Al	-	0,2%	0,06%	-
C	15,5%	9,6%	17,9%	60,0%
H	3,4%	-	-	8,0%

a = incerteza de $\pm 10\%$. Fonte: Acervo do autor.

A composição elementar apresentada na Tabela 5 não leva em consideração os 65,78% de CO_2 , mas somente os elementos que a fluorescência de raios X conseguiu detectar. Ainda assim, é importante apresentar os elementos individuais para facilitar a comparação entre a referência (osso da ICRU-44) e os materiais estudados nessa pesquisa.

Com as informações provenientes da Tabela 4 e utilizando o *software* XCOM foi construído o gráfico da Figura 22 que mostra os valores teóricos dos coeficientes de atenuação linear mássicos da dolomita, da dolomita com resina na proporção 1:1 e da resina PMMA pura em comparação com o osso da ICRU-44.

Figura 22 – Valores teóricos para os coeficientes de atenuação linear mássicos.



Valores teóricos para os coeficientes de atenuação linear mássicos da dolomita, da dolomita com resina na proporção 1:1 e resina PMMA pura. A incerteza dos valores é de 5%. Fonte: Acervo do autor.

O XCOM se utiliza das equações 25 e 26, da composição elementar da amostra, além do conceito de seção de choque (área que mede a probabilidade de ocorrência de interações entre partículas de um feixe com a matéria) para gerar perfis de atenuação como o da Figura 22. Pode-se gerar perfis de atenuação para qualquer substância com o XCOM, desde que se conheça a sua composição elementar (67).

De acordo com a Figura 22, a dolomita sem a resina mostrou a melhor concordância com os valores teóricos do osso da ICRU-44. O valor médio do coeficiente de atenuação da referência (osso) é de $(3,00 \pm 0,15) \text{ cm}^2/\text{g}$, o da dolomita com a resina acrílica (1:1) é de $(2,32 \pm 0,12) \text{ cm}^2/\text{g}$, o da dolomita sem a resina acrílica foi de $(2,83 \pm 0,14) \text{ cm}^2/\text{g}$ e o da resina PMMA pura foi de $(0,48 \pm 0,02) \text{ cm}^2/\text{g}$. Com essas respectivas médias, percebe-se que a resina PMMA pura atenua o feixe incidente 84,9% menos que o osso da ICRU-44, isto implica que, na resina acrílica, mais fótons penetram o material e não interagem com os átomos do alvo quando comparado com o osso da ICRU-44. Por sua vez, a dolomita com a resina acrílica (1:1) atenua 22,6% menos que a referência e a dolomita pura atenua, somente, 5,6% menos que o osso da ICRU-44.

Baseado nas diferenças percentuais expostas no parágrafo anterior, o ideal seria construir um *phantom* somente com dolomita, uma vez que seu perfil de atenuação é o que mais se aproxima do osso da ICRU-44, entretanto, o problema é que a dolomita não possui as características necessárias para ser moldada em um objeto simulador antropomórfico. A mistura de dolomita e resina na proporção 1:1 também mostrou uma boa concordância (22,6% de diferença em relação ao osso da ICRU-44) e possui a vantagem de poder ser moldada (por conter a resina PMMA) e atenuar o feixe de raios X de maneira semelhante ao osso humano (por conter dolomita).

Alguns ossos humanos são formados da mistura de tecido ósseo esponjoso e tecido ósseo compacto. O tecido esponjoso é encontrado, geralmente, nas extremidades de ossos longos como o fêmur e em ossos planos como os do crânio, os quais são compostos por duas camadas finas de osso compacto e uma quantidade variável de osso esponjoso (68). Devido às dificuldades no processo de confecção do objeto simulador, somente o tecido compacto é simulado.

A Figura 23 mostra os valores experimentais dos coeficientes de atenuação mássicos (μ/ρ) para alguns dos materiais estudados neste trabalho, junto com os valores teóricos da referência (osso) em função da energia do fóton de 8 a 60 keV. A energia média dos fótons emitidos por um exame que tem como tensão no tubo 120 kV é de, aproximadamente, 40 keV. A energia máxima de um fóton nesse mesmo exame seria de 120 keV.

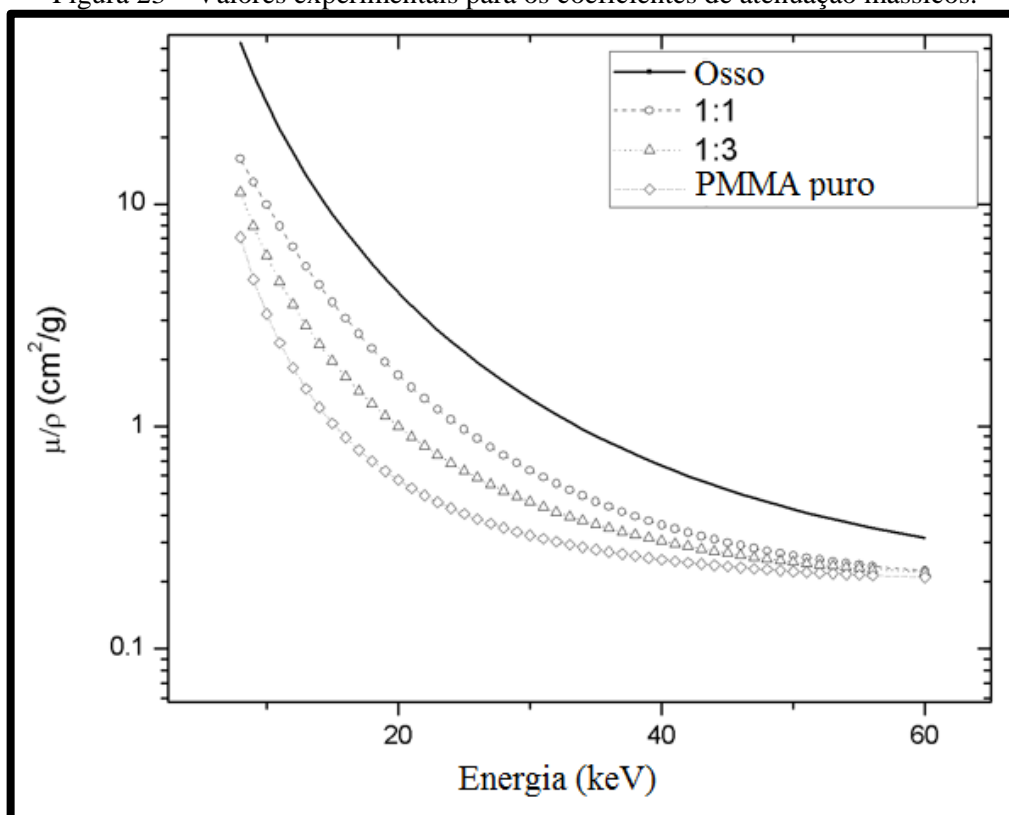
No geral, como esperado, o coeficiente de atenuação mássico diminui com o aumento da energia do fóton, uma vez que os fótons ganham um maior poder de penetração. O valor médio para os coeficientes de atenuação do gráfico experimental é de $(3,49 \pm 0,07) \text{ cm}^2/\text{g}$ para a referência osso ICRU-44, de $(1,42 \pm 0,03) \text{ cm}^2/\text{g}$ para a dolomita e resina na proporção 1:1 e de $(0,53 \pm 0,01) \text{ cm}^2/\text{g}$ para a resina acrílica pura. Com essas respectivas médias dos coeficientes

obtidos por meio do experimento, percebe-se que a resina acrílica atenua o feixe incidente 84,8% menos que o osso da ICRU-44, por sua vez, a amostra de dolomita e a resina na proporção 1:1 atenua 59,3% menos.

A diferença percentual entre as médias dos coeficientes de atenuação teóricos e os coeficientes de atenuação experimentais para o osso da ICRU-44 foi de 14,0%, para a dolomita e resina acrílica na proporção 1:1 foi de 38,8% e para a resina PMMA pura foi de 9,4%. Os valores da referência e do PMMA puro diferem menos de 15% entre o esperado teórico e obtido experimentalmente. Entretanto, a dolomita mais a resina acrílica diferem mais que duas vezes esse valor, isso pode ser explicado pela estimativa que se fez na composição da dolomita, uma vez que a fluorescência de raios X não conseguiu identificar a sua composição integralmente.

Como é mostrado na Figura 23, em todo o intervalo analisado, os valores da mistura entre dolomita e resina acrílica na proporção 1:1 apresentam a melhor concordância (59,3%) com os da referência utilizada, enquanto que os resultados da resina acrílica pura (sem dolomita) são os que possuem a maior discrepância (84,8%) entre a referência (osso ICRU-44).

Figura 23 – Valores experimentais para os coeficientes de atenuação mássicos.



Comparação entre os coeficientes de atenuação mássicos das proporções 1:1, 1:3 entre dolomita e resina, assim como o acrílico (PMMA) puro com os valores teóricos do osso. A incerteza dos valores é menor que 2%. Fonte: Acervo do autor.

Essas diferenças podem ser explicadas pelo menor número atômico efetivo do PMMA ($C_5H_8O_2$) quando comparado ao da mistura feita com a dolomita e a resina acrílica na proporção 1:1.

Com esses resultados e analisando as propriedades de atenuação obtidas nesse experimento, confeccionou-se o objeto simulador na proporção 1:1 entre a dolomita e a resina acrílica, pois tal mistura se mostrou a mais apta, de acordo com a metodologia usada neste trabalho, para atuar como substituto do osso humano quando submetido a um exame de tomografia computadorizada. O processo de confecção do *phantom*, que levou em consideração as informações colhidas nos experimentos anteriores, está descrito na próxima seção.

4.2 Obtenção do *phantom* antropomórfico

4.2.1 Crânio

Com o intuito de conceder o máximo possível de verossimilhança ao *phantom*, foi utilizado um crânio real como base para o molde. Com este modelo, foi possível assegurar todas as proporções e geometria de um crânio humano.

A peça anatômica que foi usada neste projeto foi cedida pelo Departamento de Morfologia (DMO) da Universidade Federal de Sergipe (UFS). Para selecionar o crânio, alguns critérios foram levados em conta: estado de conservação, disponibilidade e suas medidas anatômicas. Como as peças são destinadas para serem utilizadas na disciplina Anatomia Humana, são raras as que se encontram em perfeito estado. A maioria está mal conservada e possui danos, tais como ossos quebrados e estruturas anatômicas desgastadas. Algumas outras são cortadas para que se possa facilitar a visualização do conteúdo anatômico interno. Portanto, haviam poucos crânios que estavam com a estrutura óssea intacta. A Figura 24 é a foto do crânio de um homem adulto caucasiano.

Para a escolha do crânio real, foi usado o relatório 48 da Comissão Internacional em Unidades e Medidas da Radioproteção (ICRU-48), no qual estão explicitadas medidas anatômicas e a média dos tamanhos dos crânios europeus, africanos, asiáticos e indo-mediterrâneos (Tabela 6), além da diferenciação das médias quanto ao gênero em todos os grupos (69).

Figura 24 – Crânio de um homem caucasiano.



Peça anatômica cedida pelo Departamento de Morfologia para a confecção do *phantom* em resina acrílica e dolomita. Fonte: Acervo do autor.

Tabela 6 – Medidas dos crânios adultos para os grupos étnicos.

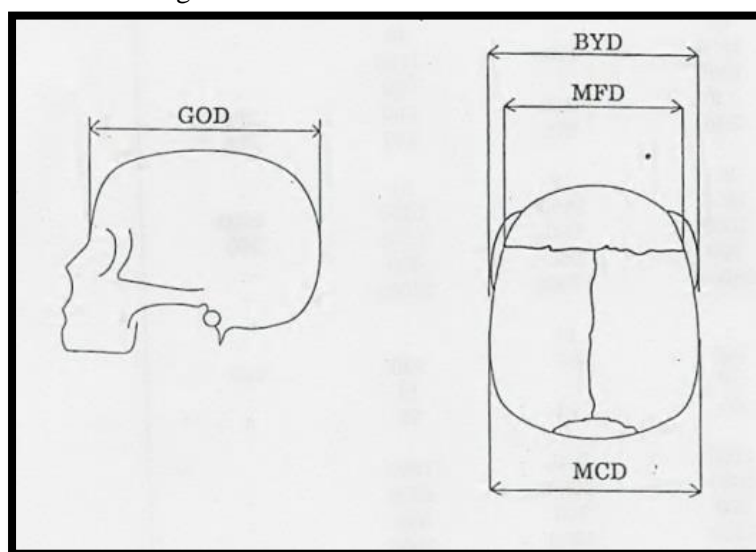
Diâmetro [cm]								
	GOD ^a		MCD ^b		MFD ^c		BYD ^d	
Grupo	H	M	H	M	H	M	H	M
Africano	18,2	17,5	13,4	13,0	11,4	11,0	13,0	12,3
Asiático	18,2	17,3	14,2	13,8	11,8	11,4	14,0	13,0
Europeu	18,5	17,6	14,4	13,8	12,1	11,6	13,4	12,5
Indo-mediterrâneo	18,5	17,6	13,9	13,6	11,5	11,1	12,9	12,0
a) GOD- diâmetro occipital; comprimento máximo no plano sagital médio								
b) MCD- diâmetro cranial máximo perpendicular ao plano sagital médio								
c) MFD- diâmetro frontal máximo na sutura coronal								
d) BYD- diâmetro bizigomático								
H = homem								
M = mulher								

Fonte: Tabela adaptada da ICRU-48 (69).

Uma ilustração que identifica as medidas apresentadas na Tabela 6 está apresentada na Figura 25.

As referências anatômicas da Figura 25 serviram de guia para a medição e, consequentemente, para a seleção do crânio para o grupo étnico europeu. As medidas foram realizadas com um paquímetro e a incerteza associada a essa medida foi de $\pm 0,1$ cm para todos os casos em que este instrumento foi utilizado.

Figura 25 – Referências anatômicas.



Fonte: Imagem retirada da ICRU-48 (69).

Os resultados das medidas anatômicas do crânio que mais se aproximaram dos valores da referência (Tabela 6) estão expostos na tabela a seguir.

Tabela 7 – Medidas em centímetros do crânio modelo, de acordo com as determinações da ICRU-48.

Medidas em centímetros do crânio¹

GOD^a	MCD^b	MFD^c	BYD^d
17,2	14,4	12,7	12,9
a) GOD- diâmetro occipital; comprimento máximo no plano sagital médio			
b) MCD- diâmetro cranial máximo perpendicular ao plano sagital médio			
c) MFD- diâmetro frontal máximo na sutura coronal			
d) BYD- diâmetro bizigomático			
1) Incerteza = $\pm 0,1$ cm			

Fonte: Acervo do autor.

A situação ideal seria encontrar um crânio com as medidas exatas da ICRU-48 para o grupo étnico europeu, uma condição difícil de ser alcançada, principalmente na população brasileira que sofreu miscigenação no decorrer dos séculos. Entretanto, as medidas realizadas no crânio modelo mostram que apesar das diversidades anatômicas existentes em indivíduos pertencentes ao mesmo grupo étnico, o crânio escolhido apresentou pouca variação da média europeia. As diferenças de cada referência anatômica e a média da diferença percentual estão na Tabela 8.

Tabela 8 – Diferenças percentuais entre referência (ICRU) e crânio cedido pelo DMO.
Comparação do modelo com a referência (europeu)

	GOD	MCD	MFD	BYD
Referência	18,5	14,4	12,1	13,4
Modelo	17,2	14,4	12,7	12,9
DP^a	7,6%	0,0%	4,6%	3,6%
MDP^b	4,0%			

a) Diferença percentual (maior valor/ menor valor)

b) Média da diferença percentual

Fonte: Acervo do autor.

A média da diferença percentual (MDP) é de 4%, o que foi considerado adequado para a utilização deste crânio como modelo para a confecção do objeto simulador em resina e dolomita.

Com o crânio modelo definido, foi necessário obter um molde com o alginato, para isso, foi necessário contornar um problema: a presença de vários orifícios (forames (70)) nos quais o alginato pode se infiltrar durante a obtenção do molde (Figura 26). Essa infiltração cria regiões de contenção, as quais dificultam a remoção da peça anatômica do molde.

Figura 26 – Base do crânio.



Estruturas que precisam ser protegidas e isoladas com o alginato. Fonte: Acervo do autor.

Esta inconveniência foi contornada com o silicone de condensação (seção 3.1.3). Além de isolar o crânio em relação ao escoamento do alginato para os orifícios da peça anatômica, o mesmo criou uma proteção para as regiões frágeis da base craniana (Figura 27). Após a manipulação e a uniformização da cor do silicone de condensação, o mesmo foi aderido ao crânio. Então, sem a possibilidade do alginato escorrer por entre os orifícios, o molde foi obtido.

Figura 27 – Crânio com silicone de condensação.



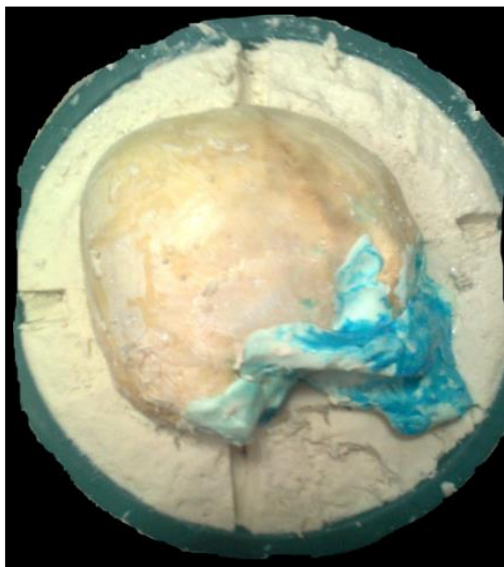
O silicone de condensação protege as estruturas ósseas frágeis e isola o crânio do alginato.

Fonte: Acervo do autor.

Com o crânio preparado para a obtenção do molde, foi iniciado o processo de manipulação do alginato. Foram utilizados dois pacotes de alginato, cada um contém 454 g do produto, totalizando 908 g para a obtenção da parte inferior do molde, uma vez que foi feito uma metade por vez. Quando o alginato é misturado com a água tem-se, aproximadamente, um minuto até que a massa passe para uma consistência pastosa. Dentre este minuto, o sistema muda lentamente para uma coloração rósea (Figura 13). Antes de perder este aspecto, deve-se inserir o crânio para que o alginato se modele a ele (Figura 28).

Assim que o alginato toma a forma do objeto, o crânio pode ser removido e pode-se avaliar a qualidade do molde, se a mesma for satisfatória, o crânio deve ser inserido novamente no molde para que se possa moldar a parte superior. A parte superior exigiu 1362 g de alginato (três pacotes). A maior quantidade de material exigida para a parte superior se deve ao fato que ainda é necessário moldar aquilo que a primeira moldagem não foi capaz de moldar. Recomenda-se preencher completamente o recipiente que vai moldar a parte superior e despejar a pasta rosa no sistema alginato-crânio inferior.

Figura 28 – Crânio inserido no alginato para a obtenção do molde.



Fonte: Acervo do autor.

Após a moldagem superior, foram obtidos dois moldes, cada um representando uma metade do crânio. Foi, então, iniciado o trabalho com a resina acrílica e com a dolomita.

Para se obter o objeto simulador propriamente dito, é necessário usar óculos de proteção e trabalhar em um local ventilado (capela de exaustão) devido a manipulação da resina acrílica. Para produção de um material na proporção escolhida (1:1) para simular melhor o osso, 500 g de dolomita e 500 g de resina acrílica foram medidas e depois misturadas. Recomenda-se a utilização de um recipiente de vidro quando se adiciona a resina líquida, porque a resina dissolvida pode contaminar outros recipientes permanentemente.

Adicionando a resina líquida na mistura, percebe-se que ela vai tomando uma consistência pastosa e é nesse momento que se deve despejar o material dentro do molde. Como a gravidade tende a depositar a massa líquida nas partes mais baixas do molde, mais material fica concentrado nestas regiões, sendo removido quase que completamente das partes superiores do molde. A manipulação do material pode ser feita com a umidificação da luva com o líquido acrílico, uma vez que a luva seca faz com que a mistura pastosa fique aderida ao látex. Com as pontas das luvas úmidas com o líquido acrílico é possível espalhar o material das zonas onde há excesso e espalhá-lo para onde há escassez. Após, aproximadamente, 10 minutos o material está completamente sólido dentro do molde e o acrílico das bordas cessará de escoar. É importante ressaltar que essa reação é exotérmica e pode causar queimaduras se enquanto o material está endurecendo houver um contato prolongado com a pele.

Um excelente indício que a reação acabou e que uma metade do objeto simulador pode ser retirada do molde é quando a mistura sólida atinge a temperatura ambiente (Figura 29). O alginato não adere ao material, fazendo com que o processo de remoção seja fácil. O processo de obtenção da outra metade se dá da mesma maneira que o da primeira.

Figura 29 – Uma das metades ocas do objeto simulador pronta para a remoção do molde.



Fonte: Acervo do autor.

Quando as duas metades estiverem prontas, elas não se encaixarão perfeitamente, produzindo um vão entre si. Este problema ocorre devido às imperfeições nos moldes de alginato ou na própria manipulação da mistura de resina acrílica com dolomita, entretanto, ele pode ser solucionado com uma manipulação de material excedente na proporção 1:1. A quantidade necessária dependerá do vão que se deseja extinguir. Este procedimento foi realizado com o objetivo de unir as duas metades, não sendo necessário recorrer a outros materiais tais como cola e fitas adesivas para juntá-las. Deve-se atentar para quando estiver perto do estado sólido para juntar as partes, esse cuidado evita que o material esorra para as regiões internas do objeto simulador.

Após a união, foi verificado se havia vazamentos no *phantom*. Para tanto, ele foi preenchido com água. Os pontos de vazamento foram identificados, com isso, a própria mistura foi utilizada para a vedação. O próximo passo foi obter a mandíbula que foi unida ao *phantom*.

4.2.2 Mandíbula

Naturalmente, a mandíbula fica presa ao crânio devido aos músculos e tendões (70). Uma vez que essas estruturas somem por meio da decomposição dos tecidos, ela se torna uma peça

anatômica à parte. A mandíbula foi coberta com o silicone de condensação para que o seu molde ficasse uniforme e fossem eliminadas as zonas de contenção (Figura 30). Um recipiente adequado foi preparado para receber o alginato que moldaria a mandíbula.

Figura 30 – Mandíbula separada do crânio com silicone de condensação aderido à sua superfície.



Fonte: Acervo do autor.

Essa peça anatômica foi completamente inserida no alginato, mas sem cobri-la completamente, tendo em vista que isso impossibilitaria a remoção sem destruir o molde. A resina acrílica misturada com a dolomita na proporção 1:1 foi despejada no molde. A Figura 31 mostra o resultado final deste processo.

Figura 31 – Mandíbula confeccionada na proporção 1:1.



Fonte: Acervo do autor.

Com a mandíbula pronta, a mesma foi aderida ao objeto simulador com a própria mistura usada na seção anterior.

4.2.3 Inserção dos suportes para estudos dosimétricos

Cinco tubos de acrílico foram inseridos no objeto simulador para que servissem de suporte para a câmara de ionização e os dosímetros termoluminescentes, além de uma tampa que tem por finalidade permitir o enchimento e o esvaziamento de água. A Figura 32 revela o posicionamento dos suportes.

Figura 32 – Base do crânio, onde se pode observar os cinco suportes e a tampa.

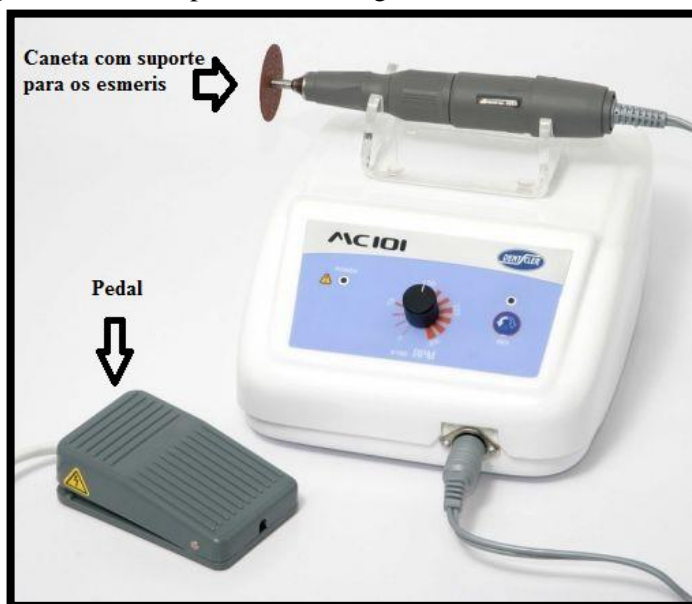


Fonte: Acervo do autor.

Com o objetivo de tornar mais fácil a identificação dos suportes, as letras SC se referem ao suporte central, SS ao suporte superior, SD ao suporte direito, SE ao suporte esquerdo e SI ao suporte inferior.

Para a inserção dos tubos de acrílico, foram utilizados aparelhos especializados que são capazes de penetrar a carapaça resistente do objeto simulador (Figura 33).

Figura 33 – Motor protético Analógico MC 101 - Dentscler MC06.



No detalhe, caneta para suporte de esmeris e pedal que aciona o dispositivo. Fonte: Imagem adaptada de <http://www.polifisio.com.br>.

O aparelho da Figura 33 opera com vários tipos de esmeris, como os da Figura 34.

Figura 34 – Tipos de esmeris comumente usados em laboratórios de prótese dentária.



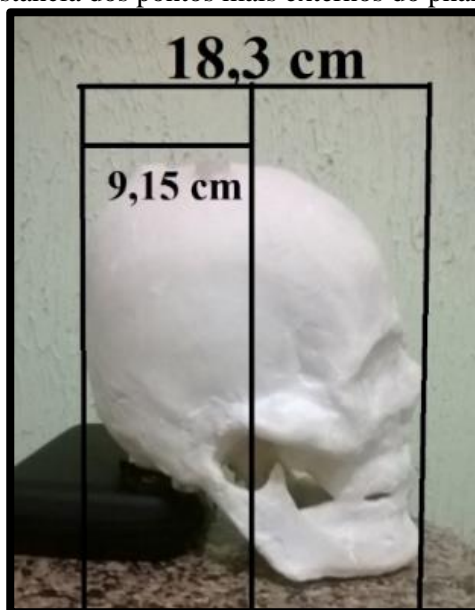
Fonte: Acervo do autor.

Os esmeris podem ser acoplados facilmente no aparelho, o tipo de esmeril a ser conectado no motor vai depender do tipo de material e do efeito que se deseja alcançar. Para perfurar a superfície resistente do *phantom*, foi utilizado o esmeril correspondente ao número 4 da Figura 34, pois possui a maior capacidade de penetração, além de ser o mais resistente (é comum esmeris que não adequados a esta tarefa quebrarem durante o processo). Os suportes foram

posicionados com o intuito de estarem perpendiculares em relação plano transversal do *phantom*. Para que os suportes ficassem fixos no objeto simulador, a própria mistura de materiais na proporção 1:1 foi utilizada nas suas extremidades. Da mesma maneira foi colocada a tampa que é responsável pela entrada e saída de água do *phantom*.

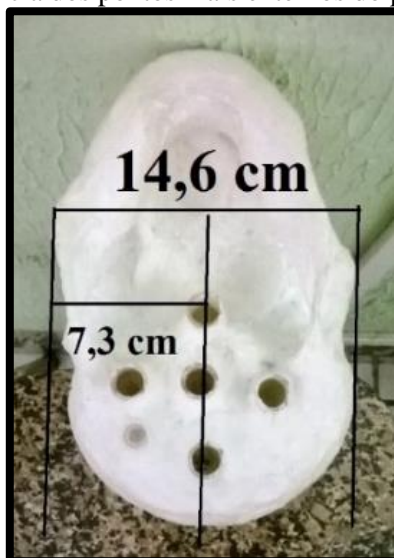
As figuras a seguir têm por objetivo auxiliar o entendimento quanto ao posicionamento dos tubos de acrílico em relação aos dois planos usados como referência: sagital e transversal.

Figura 35 – Medida da distância dos pontos mais externos do phantom no plano sagital.



Fonte: Acervo do autor.

Figura 36 – Medida da distância dos pontos mais externos do phantom no plano transversal.



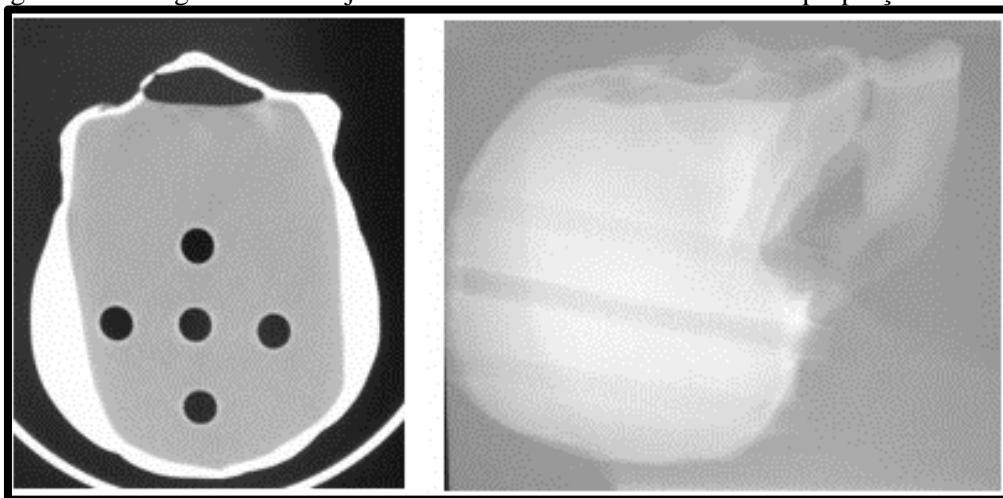
Fonte: Acervo do autor.

A Figura 35 e a Figura 36 marcam a distância dos pontos mais externos dos planos usados como referência. O SC foi inserido na metade de cada um dos planos, ou seja, $(9,1 \pm 0,1)$ cm no sagital e $(7,3 \pm 0,1)$ cm no transversal. O SC serviu de referência para o posicionamento dos tubos periféricos. Na centralização do SE e do SD, o posicionamento foi feito na mesma linha do SC. Quanto à distância da borda, a intenção foi que a distância fosse a mínima em relação à borda do objeto simulador e máxima em relação ao SC. Este processo resultou em uma distância entre os centros dos suportes de $(2,1 \pm 0,1)$ cm. A referência para essas medidas foi um ponto hipotético no centro do suporte. Os SS e SI também apresentam, de forma aproximada, a distância dos seus respectivos centros em relação ao centro do SC de $(2,1 \pm 0,1)$ cm. No tocante à tampa, a mesma foi posicionada na base do objeto simulador. O único critério para o seu posicionamento foi a preferência de fixá-la em uma parte elevada, tendo em vista que torna-se mais fácil eliminar bolhas de ar dessa maneira quando se preenche o *phantom* com água.

4.3 Estudos dosimétricos

Durante a realização do estudo dosimétrico é possível obter uma imagem CT do *phantom* (Figura 37). Como o objeto simulador foi feito à mão, a espessura não é uniforme. A espessura que o *phantom* possui influencia os resultados dosimétricos, portanto, uma metodologia para garantir a uniformidade do tecido equivalente durante a confecção do objeto simulador pode ser um próximo passo no aperfeiçoamento da estimativa de dose efetiva.

Figura 37 – Imagens CT do objeto simulador de dolomita e resina na proporção 1:1.



Fonte: Acervo do autor.

O comportamento dosimétrico dos objetos simuladores foi analisado segundo as grandezas dosimétricas específicas para a tomografia computadorizada descritas na seção 2.6. Os resultados obtidos estão expostos na Tabela 9.

Tabela 9 – Valores das grandezas calculadas para os objetos simuladores.

	Objeto simulador	
	Antropomórfico de Dolomita e PMMA	Geométrico de Acrílico
$C_{100,c}$ [mGy]	$75,8 \pm 0,6$	$96,7 \pm 0,8$
$C_{100,p}$ [mGy]	$72,0 \pm 0,8$	$104,4 \pm 0,9$
C_w [mGy]	$73,3 \pm 0,7$	$101,8 \pm 0,9$
C_{vol} [mGy]	$73,3 \pm 0,7$	$101,8 \pm 0,9$
P_{kl} [mGy.cm]	1173 ± 10	1598 ± 13
Dose efetiva ¹ [mSv]	$2,70 \pm 0,03$	$3,67 \pm 0,04$

1) Dose efetiva estimada. Valor obtido ao multiplicar o P_{kl} por 0,0023 mSv/mGy.cm.

Fonte: Acervo do autor

A $C_{100,c}$ é obtido multiplicando o valor dado pelo a câmara de ionização (mGy) por um fator de calibração da mesma, logo em seguida esse resultado é dividido pela espessura de corte (0,4 cm). O valor $C_{100,p}$ é encontrado de maneira análoga, com a ressalva que o valor apresentado é uma média entre os resultados dos quatro suportes periféricos dos objetos simuladores. C_w foi obtido por meio da equação 21. O C_{vol} é obtido por meio da divisão do C_w pelo fator de passo (*pitch*). Fatores de passo menores que 1 representam regiões que estão sendo irradiadas mais de uma vez. Por sua vez, fatores de passo maiores do que 1 representam regiões que não estão sendo irradiadas e seus respectivos coeficientes de atenuação são interpolados para a obtenção da imagem tomográfica. Fatores de passo iguais a 1 representam regiões que são irradiadas apenas uma vez. Devido a isso, o C_w é igual ao C_{vol} . Os objetos simuladores foram submetidos a um exame da cabeça e tiveram todo o seu volume irradiados uma única vez, o que significa que o fator de passo dessas medidas deve ser igual a 1.

O P_{KL} é obtido, nesse caso, ao se multiplicar o C_{vol} pela altura do *phantom*. No caso do objeto simulador de dolomita, o valor obtido foi 16,0 cm, já o valor obtido no *phantom* geométrico de acrílico foi 15,7 cm, obtendo-se assim os respectivos valores de P_{kl} da Tabela 9. A altura do objeto simulador é o comprimento irradiado no eixo z do tomógrafo (direção de deslocamento da mesa do paciente). Por fim, é possível estimar a dose nos respectivos *phantoms* multiplicando o valor de P_{KL} pelo fator encontrado no protocolo europeu (30). Como os objetos

simuladores tentam reproduzir o padrão de atenuação da cabeça humana, usa-se o fator 0,0023 mSv/mGy.cm que é o utilizado para esse tipo de exame.

Os resultados encontrados para a estimativa de dose efetiva nos objetos simuladores foram de $(2,70 \pm 0,03)$ mSv para o confeccionado com resina acrílica e dolomita. O objeto simulador geométrico de acrílico apresentou uma dose efetiva estimada de $(3,67 \pm 0,04)$ mSv. A diferença percentual entre as doses efetivas é de 30%, aproximadamente. Como podemos observar na Figura 23, o acrílico atenua menos o feixe e por isso a dose no detector é maior, fato que se comprova nos resultados da Tabela 9. Como o objetivo do *phantom* de dolomita é simular o osso, estrutura mais atenuante, e o cérebro com a água, menos radiação consegue atingir o detector nos suportes, acusando assim, um resultado esperado para a dose efetiva menor que o *phantom* geométrico.

O resultado menor da dose efetiva no objeto simulador de dolomita pode indicar também que mais fótons interagem com o osso e o cérebro, esses tecidos são mais prejudicados porque sofrem mais danos celulares como ionizações. As células que interagem com o feixe de raios podem morrer ou sofrer mutações em seu DNA, caso essa célula venha a se reproduzir com defeitos, ela pode gerar um câncer.

As doses efetivas reportadas na literatura para um exame de tomografia computadorizada da cabeça estão entre 0,9 – 4,0 mSv (2,35). Os resultados encontrados com os objetos simuladores utilizados nessa pesquisa encontram-se dentro desse intervalo. Considerando que a interação da radiação eletromagnética com a matéria, assim como qualquer outro fenômeno quântico possui um caráter probabilístico, esses resultados apresentam uma boa concordância com os valores admitidos pela literatura.

Além disso, pode-se dizer que o resultado dosimétrico encontrado no objeto simulador geométrico de PMMA superestima o exame de tomografia computadorizada, o *phantom* de dolomita e resina acrílica sugere que a dose é menor, entretanto, os riscos associados continuam altos, uma vez que mesmo com a estimativa de dose menor, casos de câncer originados de exames CT continuam surgindo. O estudo dosimétrico reforça a necessidade de investimento em pesquisas que otimizem a coleta de dados diminuindo o risco ao paciente.

5 CONCLUSÕES

A análise dos coeficientes de atenuação mássicos das amostras mostrou que a dolomita e a resina acrílica (PMMA) em uma mistura com proporção 1:1 em massa podem atuar como um substituto do osso, quando se trata de atenuação dos feixes produzidos por um aparelho de tomografia computadorizada.

Resultados dos estudos dosimétricos mostraram que a estimativa de dose efetiva para o objeto simulador de dolomita é de $(2,70 \pm 0,03)$ mSv e para o geométrico de acrílico é de $(3,67 \pm 0,04)$ mSv. Esses valores estão dentro do intervalo reportado pela literatura (0,9 – 4,0 mSv) (2,35). Devido a esses resultados, pode-se dizer que o objeto simulador antropomórfico confeccionado por este trabalho descreve a dose em paciente submetido a um exame CT de maneira aproximada, uma vez que simula a atenuação provocada pela geometria no formato humano, o crânio com a dolomita e o cérebro com a água, as principais estruturas atenuantes na cabeça humana.

Além disso, ficou evidenciado que o *phantom* geométrico de PMMA superestima a dose no paciente, isso quer dizer que mesmo com dose efetivas menores do que é esperado comumente na literatura, exames CT continuam gerando casos de câncer devido à exposição ao tratamento. Portanto, é necessário o investimento contínuo em pesquisas que busquem otimizar a obtenção de imagens tomográficas, melhorando a qualidade do diagnóstico e diminuindo os riscos aos quais o paciente é submetido.

O objeto simulador foi construído de maneira economicamente viável, foram gastos, aproximadamente, R\$ 350,00 reais em todo o processo. Com este *phantom*, mesmo se forem considerados altas margens de lucros, poder-se-ia obter um forte concorrente nacional para os produtos internacionais equivalentes.

6 ARTIGO ORIGINADO DURANTE O DOUTORADO

R. E. Ximenes, A. Silva, D. Balbino, M. E. Poletti, A. F. Maia. Development of an anthropomorphic head phantom using dolomite and polymethyl methacrylate for dosimetry in computed tomography. *Radiation Physics and Chemistry*, v. 117, p. 203-208, 2015.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 A. JUNIOR, E. S. et al. American college of radiology white paper on radiation dose in medicine. **American College of Radiology**, v. 4, p. 272-284, 2007.
- 2 METTLER, F. A. et al. Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine. **Radiology**, v. 248, n. 1, p. 254-263, 2008.
- 3 CEMBER, H.; JOHNSON, T. E. **Introduction to health physics**. [S.l.]: The McGraw-Hill Companies, 2009.
- 4 METTLER, F. A. et al. Medical radiation exposure in the U.S. in 2006: preliminary results. **Health Physics**, v. 95, n. 5, p. 502-507, 2008.
- 5 CHAN, H. P.; DOI, K. The validity of Monte Carlo simulation in studies of scattered radiation in diagnostic radiology. **Physics in Medicine and Biology**, v. 109, n. 28, 1983.
- 6 SOBOLL, D. S. **Desenvolvimento de um phantom para o controle de qualidade de radiocirurgia estereotáxica em aceleradores lineares**. Curitiba, Brasil, Dissertação de Mestrado. 2004.
- 7 KALENDER, W. A. **Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications**. [S.l.]: Erlanger: Publicis Corporate Publishing, 2005.
- 8 HUDA, W.; SCALZ, E. M. Optimizing image quality in Spiral CT. **Applied Radiology**, v. 29, n. 8, 2000. Disponível em:
<<http://www.appliedradiology.com/Issues/2000/08/Articles/Optimizing-image-quality-in-Spiral-CT.aspx>>. Acesso em: 12 Fevereiro 2014.
- 9 THE OFFICIAL WEB SITE OF THE NOBEL PRIZE. Nobelprize.org. Disponível em:
<http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/medicine/laureates/1979/>. Acesso em: 27 dezembro 2013.
- 10 HOBBIIE, R. K.; ROTH, B. J. **Intermediate Physics for Medicine and Biology**. 4. ed. New York: Springer, 2007.
- 11 CURRY, T. S.; DOWDEY, J. E.; MURRY, R. C. **Christen's physics of diagnostic radiology**. Philadelphia, Pennsyvalnia: Lippincott Williams & Wilkins, 1990.
- 12 GOLDMAN, L. W. Principles of CT and CT Technology. **Journal of Nuclear Medicine Technology**, 2007. 115-128.
- 13 BUSHONG, S. C. **Ciência Radiológica para tecnólogos**. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.

- 14 XIMENES, R. E. **Desenvolvimento de objeto simulador da cabeça para dosimetria em tomografia computadorizada**. São Cristóvão: Dissertação de Mestrado, 2012.
- 15 AHMED, S. N. **Physics and Engineering of Radiation Detection**. San Diego: Academic Press, 2007.
- 16 JUNIOR, C.; N., R. **Encyclopaedia of Occupational Health and Safety**, 2011.
- 17 MANOHORA, S. R.; HANAGODIMATH, S. M.; GERWARD, L. Energy absorption buildup factors of human organs and tissues at energies and penetration depths relevant for radiotherapy and diagnostics. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 12, n. 4, 2011.
- 18 KURUDIREK, M. Effective atomic numbers, water and tissue equivalence properties of human tissues, tissue equivalents and dosimetric materials for total electron interaction in the energy region 10 keV - 1 GeV. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 94, p. 1-7, 2014.
- 19 BONNIN, A. et al. Concept of effective atomic number and effective mass density in dual-energy X-ray computed tomography. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B**, v. 318, p. 223-231, 2013.
- 20 SPIERS, R. C. Effective atomic numbers of heterogeneous materials. **Nature**, v. 207, n. 398, 1946.
- 21 TSAI, C. M.; CHO, Z. H. Physics of contrast mechanism and averaging effect of linear attenuation coefficients in a computerized transverse axial tomography transmission scanner. **Physics in Medicine and Biology**, v. 21, n. 4, p. 544, 1976.
- 22 FLAKUS, F. N. Detecting and measuring ionizing radiation - a short history. **IAEA - Radiation Detection**, v. 23, n. 4, p. 31-36. Disponível em: <<http://www.iaea.org/Publications/Magazines/Bulletin/Bull234/23405043136.pdf>>. Acesso em: 12 Fevereiro 2014.
- 23 MAIA, A. F.; CALDAS, L. Calibration of ionization chambers for computed tomography beams in Brazil: the present reality. **Scielo - Radiologia Brasileira**, v. 39, n. 3, 2006. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/rb/v39n3/en_a11v39n3.pdf>. Acesso em: 12 Fevereiro 2014.
- 24 PERINI, A. P. et al. Evaluation and Simulation of a New Ionization Chamber Design for use in Computed Tomography Beams. **IEEE Transactions on Nuclear Science**, 60, n. 2, Abril 2013.
- 25 KHAN, F. M. **The Physics of Radiation Therapy**. 4ª. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2009.

- 26 INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION - ICRP. **Recommendations of the international Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 103**. Oxford. 2007.
- 27 HENDEE, W. R.; RITENOUR, E. R. **Medical Imaging Physics**. [S.l.]: Wiley-Liss, 2002.
- 28 HOFF, G. et al. Ferramenta computacional para avaliação de kerma no ar em aplicações de radioproteção em áreas de internação de pacientes: proposição de um método simples para avaliação experimental. **Radiologia Brasileira**, São Paulo, v. 45, n. 2, p. 71-81, 2012.
- 29 INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice**. IAEA. Viena. 2007. (457).
- 30 EUROPEAN COMMISSION'S RADIATION PROTECTION. **European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography**. Luxemburgo. 2000. (Relatório 16262).
- 31 MCNITT-GRAY, M. F. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents : Topics in CT. **RadioGraphics**, v. 22, p. 1541-1553, 2002.
- 32 KRILLE, L. et al. Computed tomographies and cancer risk in children: a literature overview of CT practices, risk estimations and an epidemiologic cohort study proposal. **Radiation Environmental Biophysics**, v. 111, n. 51, p. 103, 2012.
- 33 ANDRADE, M. et al. Organ doses and risks of computed tomography examinations in Recife, Brazil. **Journal of Radiological Protection**, v. 32, p. 251-260, 2012.
- 34 MATHEWS, et al. Cancer risk in 680.000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million australians. **British Medical Journal**, p. 1-18, 2013.
- 35 SMITH-BINDMAN, R. et al. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. **Archives of Internal Medicine**, v. 169, n. 22, p. 2078-2086, 2009.
- 36 BRIX, G. et al. Assessment of a theoretical formalism for dose estimation in CT: an anthropomorphic phantom study. **European Radiology**, v. 14, p. 1275-1284, 2004.
- 37 ZELIKMAN, M.; KRUCHININ, S.; BURASHOV, V. How to estimate multislice ct effective dose more correctly. **Health Physics**, v. 105, n. 6, p. 534-539, 2013.
- 38 TSAI, S. et al. Evaluation of Effective Dose using TLDs With Different Weighted PMMA Phantoms Undergoing Coronary Artery Calcium Computed Tomography Examination. **IEEE Transactions on Nuclear Science**, v. 60, n. 3, p. 2147-2154, 2013.
- 39 BRUNNER, C. C. et al. CT head-scan dosimetry in an anthropomorphic phantom and associated measurement of ACR accreditation-phantom imaging metrics under clinically representative scan conditions. **Medical Physics**, v. 40, n. 8, p. 1-12, 2013.

- 40 JEON, P. et al. Dose reduction and image quality optimizations in CT of pediatric and adult patients: phantom studies. **IOP Science**, p. 1-16, 2014.
- 41 WU, J. et al. Radiation dose evaluation of dental cone beam computed tomography using an anthropomorphic adult head phantom. **Radiation Physics and Chemistry**, p. 1-5, 2013.
- 42 LEE, S. et al. A Monte Carlo simulation study of the effect of energy windows in computed tomography images based on an energy-resolved photon counting detector. **Physics in Medicine and Biology**, v. 57, p. 4931-4949, 2012.
- 43 JIA, X. et al. Fast Monte Carlo simulation for patient-specific CT/CBCT imaging dose calculation. **Physics in Medicine and Biology**, v. 57, p. 577-590, 2012.
- 44 SAMEI, E. et al. Organ doses, effective doses, and risk indices in adult CT: Comparison of four types of reference phantoms across different examination protocols. **Medical Physics**, v. 39, n. 6, p. 3404-3423, 2012.
- 45 LEE, C. et al. Organ doses for reference pediatric and adolescent patients undergoing computed tomography estimated by Monte Carlo simulation. **Medical Physics**, v. 39, n. 4, p. 2129-2146, 2012.
- 46 SHI, C.; XU, X. G. Development of a 30-week-pregnant female tomographic model from computed tomography (CT) images for Monte Carlo organ dose calculations. **Medical Physics**, v. 31, n. 2491, 2004.
- 47 MANNIX, R. et al. Computed Tomography for Minor Head Injury: Variation and trends in Major United States Pediatric Emergency Departments. **The Journal of Pediatrics**, v. 160, n. 1, p. 136-139, 2012.
- 48 BRENNER, D. J.; HALL, E. J. Computed Tomography - an increasing source of radiation exposure. **The New England Journal of Medicine**, v. 357, n. 22, p. 2277-2284, 2007.
- 49 LIVINGSTON, M. H. et al. Radiation from CT scans in paediatric trauma patients: indications, effective dose and impact on surgical decisions. **Injury**, v. 45, n. 1, p. 164-169, 2014.
- 50 HARTIN JR., C. W. et al. Computed tomography scanning in pediatric trauma: opportunities for performance improvement and radiation safety. **Journal of Surgical Research**, v. 180, n. 2, p. 226-231, 2013.
- 51 SANTOS, J. et al. Paediatric CT optimisation utilising Catphanw 600 and age-specific anthropomorphic phantoms. **Radiation Protection Dosimetry**, p. 1-11, 2014.
- 52 MARCHEZAN, W. **Estudo comparativo de quatro materiais e de duas técnicas, simples e dupla, para moldagens funcionais em prótese total**. Campinas: Dissertação de Mestrado, São Leopoldo Mandic: Faculdade de Odontologia e Medicina, 2004.

- 53 ANUSAVICE, K. J. **Phillips Materiais Dentários**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.
- 54 CRAIG, R. G.; POWERS, J. M.; WATAHA, J. C. **Materiais dentários: propriedades e manipulação**. São Paulo: Santos, 2002.
- 55 MORAIS, F. A. et al. Polímeros a base de metil metacrilato. Importância em Odontologia. **International Journal of Dentistry**, v. 6, n. 2, p. 63-66, 2007.
- 56 SARCINELLI, M. F.; VENTURINI, K. S.; SILVA, C. **Características dos Ovos**. Universidade Federal do Espírito Santo. [S.l.]. 2007.
- 57 MINISTÉRIO DE MINAS E ENERGIA. **Desenvolvimento de estudos para elaboração do plano duodecenal (2010 - 2030) de Geologia, mineração e transformação mineral**. J. Mendo Consultoria. [S.l.]. 2009.
- 58 PURSER, B. H. **Dolomites**. Osney Mead: Blackwell Scientific Publications, 1994.
- 59 BRITISH GEOLOGICAL SURVEY - NATURAL ENVIRONMENT RESEARCH COUNCIL. **Dolomite**. Office of the Deputy Prime Minister. [S.l.]. 2006.
- 60 INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENT. **Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurements**. Bethesda, MD (USA). 1989.
- 61 BERGER, M. J. et al. XCOM: photon cross section database (version 1.3). **National Institute of Standards and Technology**, 2005.
- 62 FERREIRA, C. C. et al. Evaluation of tissue-equivalent materials to be used as human brain tissue. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B**, v. 268, n. 16, p. 2515-2521, 2010.
- 63 CARVALHO, M. L. Fluorescência de Raios X, 2012. Disponível em: <<http://www.ciul.ul.pt/~luisa/QuimFisMat/A3FluorTEORa2.pdf>>. Acesso em: 3 Janeiro 2015.
- 64 MACHADO, F. B. et al. Enciclopédia Multimídia de Minerais, 2007. ISSN ISBN: 85-89082-11-3. Disponível em: <<http://www.rc.unesp.br/museudpm/banco/carbonatos/dolomita.html>>. Acesso em: 03 fev. 2015.
- 65 SAMPAIO, J. N.; ALMEIDA, S. L. **Rochas e Minerais Industriais**. 1ª. ed. Rio de Janeiro: Centro de Tecnologia Mineral, 2005.
- 66 SPERBER, C. M.; WILKINSON, B. H.; PEACOR, D. R. Rock composition, dolomite stoichiometry and rock/water reactions in dolomitic carbonate rocks. **The Journal of Geology**, Junho 1984.

- 67 HUBBELL, J. H.; SELTZER, S. M. Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV for Elements $Z = 1$ to 92 and 48 Additional Substances of Dosimetric Interest. **National Institute of Standards and Technology**, 2009.
- 68 SHIER, D.; BUTLER, J.; LEWIS, R. **Hole's Human Anatomy and Physiology**. 11^a. ed. Dubuque, IA: McGraw-Hill, 2007.
- 69 INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Phantoms and computational models in therapy, diagnosis and protection**. Bethesda, MD (USA). 1992.
- 70 NETTER, F. H. **Atlas da Anatomia Humana**. 5^a. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.